

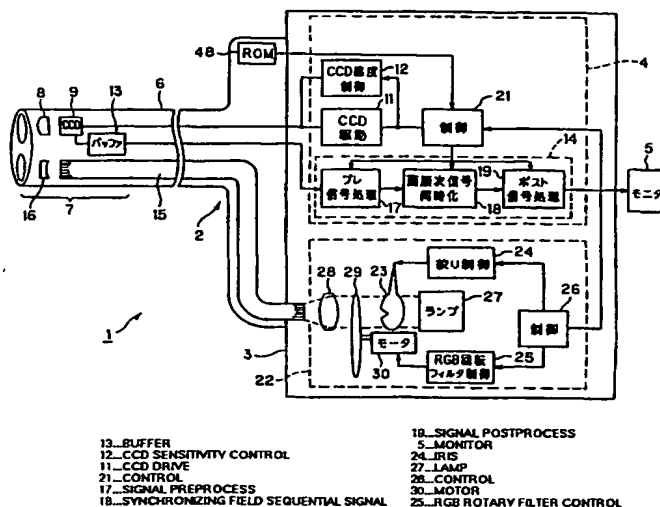


99/743927

<p>(51) 国際特許分類7 A61B 1/04, H04N 5/335, G02B 23/24, A61B 1/04, H04N 5/225, G02B 23/26, H04N 7/18, 5/235</p>	<p>A1</p>	<p>(11) 国際公開番号 WO00/69324</p> <p>(43) 国際公開日 2000年11月23日 (23.11.00)</p>
<p>(21) 国際出願番号 PCT/JP00/03132</p> <p>(22) 国際出願日 2000年5月16日 (16.05.00)</p> <p>(30) 優先権データ 特願平11/137730 1999年5月18日 (18.05.99) JP</p> <p>(71) 出願人 (米国を除くすべての指定国について) オリンパス光学工業株式会社 (OLYMPUS OPTICAL CO., LTD.)[JP/JP] 〒151-0072 東京都渋谷区幡ヶ谷二丁目43番2号 Tokyo, (JP)</p> <p>(72) 発明者; および (75) 発明者/出願人 (米国についてのみ) 道口信行(DOGUCHI, Nobuyuki)[JP/JP] 〒191-0062 東京都日野市多摩平六丁目2番9-101号 Tokyo, (JP) 小松康雄(KOMATSU, Yasuo)[JP/JP] 〒192-0906 東京都八王子市北野町41番15-201号 Tokyo, (JP) 中村一成(NAKAMURA, Kazunari)[JP/JP] 〒228-0023 神奈川県座間市立野台三丁目17番44号 Kanagawa, (JP) 竹端 栄(TAKEHANA, Sakae)[JP/JP] 〒229-1101 神奈川県相模原市相原二丁目14番43号 Kanagawa, (JP)</p>		<p>今泉克一(IMAIZUMI, Katsuichi)[JP/JP] 〒191-0053 東京都日野市豊田三丁目34番33-203号 Tokyo, (JP) 堀 隆行(HANAWA, Takayuki)[JP/JP] 〒192-0032 東京都八王子市石川町463番17号 Tokyo, (JP)</p> <p>(74) 代理人 弁理士 伊藤 進(ITO, Susumu) 〒160-0023 東京都新宿区西新宿七丁目4番4号 武蔵ビル Tokyo, (JP)</p> <p>(81) 指定国 US, 欧州特許 (AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE)</p> <p>添付公開書類 国際調査報告書</p>

(54)Title: ENDOSCOPE

(54)発明の名称 内視鏡装置



(57) Abstract

An endoscope (2) includes a head (6), the front end of which encloses a variable-sensitivity CCD (9) capable of changing its sensitivity responsive to a plurality of pulsed drive signals. The endoscope (2) is connected detachably with a processor (3) so that a ROM (48) storing information such as the type of the endoscope can supply such information to control means (21) in the processor (3). The control means (21) determines the sensitivity of the CCD (9) by sensitivity control means (12) depending on the connected endoscope (2), thus allowing appropriately bright images to be observed independently of the type of endoscope (2) in use.

複数のパルス状の駆動信号を供給することにより電子増倍率を変え感度を可変可能にしたCCD9を挿入部6の先端部内に配置した内視鏡2は、プロセッサ3に着脱自在に接続することにより、ROM48に予め記憶した内視鏡の種類などの情報がプロセッサ3内の制御手段21に伝達され、制御手段21は接続された内視鏡2に応じてCCD9の感度をCCD感度感度制御手段12により制御し、内視鏡2の種類によらず適正な明るさの観察画像が得られる。

PCTに基づいて公開される国際出願のパンフレット第一頁に掲載されたPCT加盟国を同定するために使用されるコード(参考情報)

AE	アラブ首長国連邦	DM	ドミニカ	KZ	カザフスタン	RU	ロシア
AG	アンティグア・バーブーダ	DZ	アルジェリア	LC	セントルシア	SD	スーダン
AL	アルバニア	EE	エストニア	LI	リヒテンシュタイン	SE	スウェーデン
AM	アルメニア	ES	スペイン	LK	スリ・ランカ	SG	シンガポール
AT	オーストリア	FI	フィンランド	LR	リベリア	SI	スロヴェニア
AU	オーストラリア	FR	フランス	LS	レソト	SK	スロヴァキア
AZ	アゼルバイジャン	GA	ガボン	LT	リトアニア	SL	シエラ・レオネ
BA	ボスニア・ヘルツェゴビナ	GB	英国	LU	ルクセンブルグ	SN	セネガル
BB	バルバドス	GD	グレナダ	LV	ラトヴィア	SZ	スワジランド
BE	ベルギー	GE	グルジア	MA	モロッコ	TD	チャード
BF	ブルキナ・ファソ	GH	ガーナ	MC	モナコ	TG	トーゴ
BG	ブルガリア	GM	ガンビア	MD	モルドヴァ	TJ	タジキスタン
BJ	ベナン	GN	ギニア	MG	マダガスカル	TM	トルクメニスタン
BR	ブラジル	GR	ギリシャ	MK	マケドニア旧ユーゴスラヴィア共和国	TR	トルコ
BY	ベラルーシ	GW	ギニア・ビサウ	ML	マリ	TT	トリニダード・トバゴ
CA	カナダ	HR	クロアチア	MN	モンゴル	TZ	タンザニア
CF	中央アフリカ	HU	ハンガリー	MR	モーリタニア	UA	ウクライナ
CG	コンゴ	ID	インドネシア	MW	マラウイ	UG	ウガンダ
CH	スイス	IE	アイルランド	MX	メキシコ	US	米国
CI	コートジボアール	IL	イスラエル	MZ	モザンビーク	UZ	ウズベキスタン
CM	カメルーン	IN	インド	NE	ニジェール	VN	ヴェトナム
CN	中国	IS	アイスランド	NL	オランダ	YU	ユーゴスラヴィア
CR	コスタ・リカ	IT	イタリア	NO	ノルウェー	ZA	南アフリカ共和国
CU	キューバ	JP	日本	NZ	ニュージーランド	ZW	ジンバブエ
CY	キプロス	KE	ケニア	PL	ポーランド		
CZ	チェッコ	KG	キルギスタン	PT	ポルトガル		
DE	ドイツ	KP	北朝鮮	RO	ルーマニア		
DK	デンマーク	KR	韓国				

明 細 書

内視鏡装置

〔技術分野〕

本発明は、感度を制御できる固体撮像素子を用いて撮像する内視鏡装置に関する。

〔背景技術〕

固体撮像素子を備えた内視鏡装置は、電子内視鏡等の内視鏡とプロセッサと光源装置とモニタとから主に構成されている。この内視鏡装置は、内視鏡挿入部を体腔内に挿入して、内視鏡に内蔵されたライトガイドを経由して被写体に照射された光源装置からの照明光を、内視鏡先端に配された固体撮像素子で光電変換して得られる映像信号を、プロセッサで信号処理し、この信号をモニタに表示するようになっている。

この内視鏡装置としては、例えば日本国特許公開平 1 - 2 2 1 1 3 5 号公報に示されるような、可視領域の照明光を用いた通常観察を行なう面順次式の内視鏡装置が知られている。また、この内視鏡装置には、日本国特許公開平 9 - 7 0 3 8 4 号公報に記載のように、生体組織に対して励起光を照射し、これにより生体から発せられる蛍光を観察することにより、早期癌などを発見するための、蛍光診断用のものも多く利用されている。

この蛍光診断用内視鏡装置に用いられる撮像素子は、微弱な蛍光を観察するために高い感度が要求され、そのために主に撮像管が用いられている。また、日本国特許公開平 5 - 2 5 2 4 5 0 号公報には、固体撮像素子のオーバフロートレイン電圧を固体撮像素子の出力信号レベルに応

じて制御することにより、絞りによる光量制御では補正しきれない箇所を撮像することができる技術が開示されている。

〔発明が解決しようとする課題〕

ところで、上述の内視鏡装置は、診断部位や診断の方法の違いにより、さまざまな種類の内視鏡を使い分けている。例えば、気管支検診に用いる内視鏡は、大腸検診に用いる内視鏡に比べて細径である。

この内視鏡の径は、内視鏡内部のライトガイドの本数に影響を及ぼし、照射光量の違いとして現れる。また、内視鏡の用途によっては、レンズの絞り値も異なっている。特に、絞り値の大きな内視鏡では、遠点に位置する被写体の観察時に光量が不足し暗い観察画像となってしまうことがある。

このことは、撮像に必要な適性光量が得られる範囲を、内視鏡の種類毎に大きく異ならせてしまう原因となっている。一方で、上述したように内視鏡装置は、通常観察の他に、蛍光観察などの特殊観察での診断も可能である。この蛍光観察は、非常に微弱な自家蛍光を捉えなければならぬため、内視鏡先端に配される固体撮像素子は通常観察に用いられる固体撮像素子に比べ非常に大きな感度が必要とされる。

また、一般に、内視鏡装置では、動きの早い被写体を観察する際や、静止画を撮像する際には、固体撮像素子を電子シャッターで動作している。この場合は、露光量を適正にするために照射光量を増やしているが、照射光量調節のため絞りが開ききっている状態で電子シャッター動作が行われると、露光量が不足し、暗い画像になってしまう。そのためには、A G Cで補うこともできるが、ノイズが増加する不都合がある。

本発明は、上述したように内視鏡挿入部の径の大きさ、レンズ絞り値の違い、また通常光観察或いは蛍光観察などの特殊光観察など、内視鏡の種類に応じて固体撮像素子の感度を制御して、内視鏡の種類によらこ

となく、適正な明るさの観察画像が得られる内視鏡装置を提供することを目的とする。

また、本発明の他の目的は、光源から供給される光量が不足する場合など、光源の動作情報に応じて固体撮像素子の感度を制御して、適正な露光量が得られるようにした内視鏡装置を提供するにある。

更に、本発明の他の目的は、固体撮像素子の駆動状態に応じて固体撮像素子の感度を制御し、ノイズの少ない観察画像が得られるようにした内視鏡装置を提供するにある。

〔発明の開示〕

本発明は、U. S. Pat. No. 5, 337, 340 “Charge Multiplying Detector (CMD) suitable for small pixel CCD image sensors” に示されているように、十分な強度を持つ電界領域を作り出し伝導電子を原子と衝突させることで、価電子帯から電子を解放し、かつ元の伝導電子を衝突が発生している領域から抜け出させることができ、このイオン化により電荷を増倍させ、感度を向上させる技術に着目したものであり、

本発明の内視鏡装置は、複数の異なったパルス状の駆動信号を供給することにより電子増倍率を変え感度を可変可能にした固体撮像素子を有する内視鏡と、前記固体撮像素子からの出力信号を処理する信号処理装置と、前記固体撮像素子が被写体像を結像するために、被写体に光を照射する光源装置と、感度制御パルスを変化して前記固体撮像素子に供給して固体撮像素子の電子増倍率を制御する感度制御手段と、を備えている。

また、本発明の内視鏡装置は、複数の異なったパルス状の駆動信号を

供給することにより電子増倍率を変え感度を可変可能にした固体撮像素子を有する内視鏡と、前記固体撮像素子からの出力信号を処理する信号処理装置と、白色光及び特定波長領域の特殊光を強度可変に被写体に照射する光源装置と、前記白色光による通常光モードによる観察と、特殊光モードによる観察とを切り換える手段と、感度制御パルスを可変して前記固体撮像素子に供給して固体撮像素子の電子増倍率を制御する感度制御手段と、を備えている。

更に、本発明の内視鏡装置において前記感度制御手段は、指定手段からの指定信号、接続した内視鏡から供給され当該内視鏡の特徴を表す情報信号、前記光源装置の動作情報信号、固体撮像素子の駆動条件を示す信号、前記信号処理装置からの出力信号の少なくとも何れか一つに応じて制御される。

本発明の内視鏡装置は、感度制御パルス（C M D g a t e パルス）の振幅とパルス数の何れかで感度を自由に制御できる特徴を持っている。本発明の内視鏡装置は、この感度の制御により、増倍に伴うノイズの発生もなく、冷却も不要で高感度の固体撮像素子の実現できるため、画質が良く挿入性の優れた内視鏡を実現することができる。

また、本発明の内視鏡装置において前記感度制御手段は、信号処理装置内に設けられ、前記内視鏡の種類あるいは固体撮像素子毎の特性に応じて前記固体撮像素子の感度が設定されていることにより、内視鏡の種類あるいは固体撮像素子毎の特性によらず適正な明るさの観察画像が得られるものである。

〔図面の簡単な説明〕

第 1 図ないし第 6 図は本発明の実施例 1 に係り、第 1 図は内視鏡装置の全体構成を示すブロック図である。第 2 図は信号処理手段を構成する

ブレ信号処理手段の構成を示すブロック図である。第 3 図は信号処理手段を構成する面順次信号同時化手段及びポスト信号処理手段の構成を示すブロック図である。第 4 図は本実施例に使用される各種タイプの内視鏡を示す説明図である。第 5 図は内視鏡の用途などを示す説明図である。第 6 図は動作説明図である。

第 7 図は本発明の実施例 2 の内視鏡装置の全体構成を示すブロック図である。第 8 図は本発明の実施例 3 の内視鏡装置の全体構成を示すブロック図である。第 9 図は本発明の実施例 4 の内視鏡装置の全体構成を示すブロック図である。第 10 図は映像信号処理手段の詳細な構成を示すブロック図である。第 11 図は本発明の実施例 5 の内視鏡装置の全体構成を示すブロック図である。第 12 図はブレ信号処理手段の詳細な構成を示すブロック図である。

第 13 図ないし第 16 図は本発明の実施例 6 に係り、第 13 図は内視鏡装置の全体構成を示すブロック図である。第 14 図はブレ信号処理手段の詳細な構成を示すブロック図である。第 15 図は CCD の詳細な構成を示す図である。第 16 図は通常感度時と電子増倍動作時の動作を示す説明図である。

第 17 図ないし第 23 図は本発明の第 7 実施例に係り、第 17 図は内視鏡装置の概略の構成を示すブロック図、第 18 図は回転フィルタに設けた 2 つのフィルタセットの構成を示す説明図、第 19 図は信号処理手段を構成するブレ信号処理手段を示すブロック図、第 20 図は、信号処理手段を構成する面順次同時化手段及びポスト信号処理手段を示すブロック図、第 21 図は CCD 駆動のタイミングチャート、第 22 図は CCD の板面照度と S/N の関係を示すグラフ、第 23 図は CCD の板面照度と出力電圧との関係を示すグラフである。

第 24 図ないし第 27 図は本発明の実施例 8 に係り、第 24 図は、回

転フィルタの構成を示し、第図25はCCD駆動の特殊光モード時のタイミングチャート、第26図はCCDの板面照度とS/Nの関係（長時間露光）を示すグラフ、第27図はCCDの板面照度と出力電圧の関係（長時間露光）グラフである。第28図及び第29図は本発明の実施例9に係り、第28図は内視鏡装置の機略の構成を示すブロック図、第29図は信号処理手段を構成するプレ信号処理手段を示すブロック図である。

〔発明を実施するための最良の形態〕

以下、図面を参照して本発明の実施例を説明する。

（実施例1）

第1図ないし第6図は本発明の実施例1に係り、第1図は実施例1の内視鏡装置の概略の構成を示すブロック図、第2図及び第3図は信号処理手段を構成するプレ信号処理手段、面順次信号同時化手段及びポスト信号処理手段の構成を示すブロック図、第4図は本実施例に使用される各種タイプの内視鏡を示し、第5図は内視鏡の用途などを示し、第6図は動作説明図を示す。

第1図に示すように、本発明の実施例1の内視鏡装置1は、固体撮像素子を内蔵した電子内視鏡（以下、簡単化のため、単に内視鏡と略記）2と、この内視鏡2が着脱自在に接続され、信号処理装置4及び面順次光源装置22を内蔵したプロセッサ3と、このプロセッサ3に接続され、該プロセッサ3で信号処理された映像信号を表示するモニタ5とから構成される。

前記内視鏡2は体腔内に挿入される細長の挿入部6を有し、この挿入部6の先端部7には、被写体を結像する対物レンズ8と、この対物レンズ8の結像位置には固体撮像素子として例えば電荷結合素子（CCDと

略記) 9 が設けられ、この CCD 9 は信号線を介してプロセッサ 3 内の信号処理装置 4 に設けられた CCD 駆動手段 1 1 及び CCD 感度制御手段 1 2 に接続され、この CCD 駆動手段 1 1 及び CCD 感度制御手段 1 2 で生成された駆動信号及び感度制御信号により露光／読み出し制御されるようになっている。

この CCD 9 は U. S. Pat. No. 5, 337, 340 “Charge Multiplying Detector (CMD) suitable for small pixel CCD image sensors” に示されているように、十分な強度を持つ電界領域を作り出し伝導電子を原子と衝突させることで、価電子帯から電子を解放し、かつ元の伝導電子を衝突が発生している領域から抜け出させることができる。このイオン化により電荷を増倍させ、感度を向上させる CCD である。また、外部からの制御パルス (CMD gate パルス) の振幅とパルス数で CCD の感度を自由に制御できる特徴も持っている。

従って、感度増倍に伴うノイズの発生もなく、冷却も不要で高感度の CCD が実現できるため、画質が良く挿入性の優れた内視鏡を実現するのに適している。この CCD 9 にはバッファ 1 3 を介してプロセッサ 3 内に設けられた信号処理手段 1 4 に接続され、前記対物レンズ 8 によって CCD 9 の撮像面に結像された被写体像が、CCD 9 によって電気信号に変換されて読み出され、この出力が信号処理手段 1 4 に供給されるようになっている。

また、前記内視鏡 2 は照明光を伝達するライトガイド 1 5 が設けられ、このライトガイド 1 5 の先端面側に照明用レンズ 1 6 が配設され、前記ライトガイド 1 5 により内視鏡 2 内を伝達された照明光が、照明レンズ 1 6 を介して被写体に照明されるようになっている。

前記信号処理手段 1 4 は、CCD 9 で読み出された出力信号の各種信

号処理を行なうプレ信号処理手段 17 と、このプレ信号処理手段 17 から出力された面順次信号を同時化する面順次信号同時化手段 18 と、この面順次信号同時化手段 18 の出力信号をモニタ 5 などに出力するための各種信号処理を行なうポスト信号処理手段 19 とから構成されており、前記 CCD 9 から読み出された出力信号をテレビジョン信号に変換して、モニタ 5 などに出力するようになっている。

また、前記 CCD 駆動手段 11 及び CCD 感度制御手段 12、信号処理手段 14 は、(第 1 の) 制御手段 21 に接続され、この制御手段 21 によって制御が行われるようになっている。

この制御手段 21 は、面順次の照明光を内視鏡 2 に供給する面順次光源装置 22 に設けられた絞り 23 及び絞り制御手段 24 及び RGB 回転フィルタ制御手段 25 を制御する(第 2 の) 制御手段 26 にも接続され、この RGB 回転フィルタ制御手段 25 と同期して、前記 CCD 駆動手段 11 及び信号処理手段 14 を制御するようになっている。

また、前記面順次光源装置 22 には、照明光を発生するランプ 27 と、この照明光の光束を前記ライトガイド 15 の後端面に集光する集光レンズ 28 と、これらランプ 27 と集光レンズ 28 との間に挿入される RGB 回転フィルタ 29 が設けられている。

この回転フィルタ 29 はモータ 30 の回転軸に回転可能に接続され、制御手段 26 により、RGB 回転フィルタ制御手段を介して所定の速度で回転するように制御されることにより、RGB 面順次光が前記ライトガイド 15 の後端面に供給されるようになっている。

前記信号処理手段 14 は、例えば図 2 に示すように構成されている。プレ信号処理手段 17 には、前記内視鏡 2 から出力された面順次信号が入力されるようになっている。

このプレ信号処理手段 17 では、CCD 9 の出力信号は CDS 回路 3

1, LPF 32, クランプ回路 33 を経由して A/D 変換器 34 によりデジタル信号に変換される。このデジタル信号はフォトカップラ 35a により患者回路から 2 次回路にアイソレーションされて伝送される。

2 次回路内にはホワイトバランス補正回路 36、色調調整回路 37、ガンマ補正回路 38 が設けてあり、ホワイトバランス補正、色調調整、ガンマ補正がそれぞれ行われた後、拡大回路 39 で電子ズーム処理で拡大が行われる。拡大回路 39 の出力信号は輪郭強調回路 40 を介して面順次信号同時化手段 18 に入力される。

また、制御手段 21 は 2 次回路内のホワイトバランス補正回路 36、色調調整回路 37、拡大回路 39、輪郭強調回路 40 の動作を制御する制御信号を出力すると共に、アイソレーション伝送手段としてフォトカップラ 35b を介して患者回路内のクランプ回路 33 の動作を制御する制御信号を出力する。

上記プレ信号処理手段 17 から出力される RGB 面順次信号は図 3 に示す面順次信号同時化手段 18 内の切替スイッチ 41、42A、42B を経て同時化手段 43a, 43b, 43c に入力されるようになっている。

前記同時化手段 43a, 43b, 43c は、少なくとも 1 画面分のメモリを備え、逐次 R、G、B の順に入力される面順次信号をそれぞれ各色別のメモリに記憶すると共に、この記憶された面順次信号を同時に読み出して同時化された信号として出力するようになっている。

前記同時化手段 43a, 43b, 43c の一例として、例えば図 3 に示すように各同時化手段 43i (i = a, b, c) は少なくとも 2 画面分の画像メモリ 44a, 44b を備えた手段で構成することが出来る。ここでは、画像メモリ 44a, 44b の画像書き込みと画像読み出しが交互に切り替えられて同時化が行なわれるようになっている。

前記同時化手段 4 3 a, 4 3 b, 4 3 c により同時化された同時化出力信号は、ポスト信号処理手段 1 9 内の静止画像記憶用の静止画像メモリ 4 5 a, 4 5 b, 4 5 c に入力すると共にセレクタ 4 6 に入力する。

セレクタ 4 6 を経由した同時化手段 4 3 a, 4 3 b, 4 3 c の同時化出力は、動画として後段の 7 5 Ω ドライバ 4 7 を介してモニタ 5 に供給される。セレクタ 3 6 のもう一方の入力端子には静止画メモリ 4 5 a, 4 5 b, 4 5 c の出力が接続されている。

静止画像メモリ 4 5 a, 4 5 b, 4 5 c の画像書き込みと画像読み出しは制御手段 2 1 で制御されており、外部からのフリーズ命令に応じて制御手段 2 1 は、フリーズ命令の有った時点の画像を記憶するように静止画像メモリ 4 5 a, 4 5 b, 4 5 c を制御するとともに、セレクタ 4 6 に対しては、同時化手段 4 3 a, 4 3 b, 4 3 c 出力である動画信号と静止画像メモリ 4 5 a, 4 5 b, 4 5 c の出力信号である静止画像信号のうち、静止画像信号を後段の 7 5 Ω ドライバ 4 7 を介してモニタ 5 に供給するように制御する。

内視鏡 2 にはその内視鏡 2 の固有情報を記憶した R O M 4 8 が内蔵されており、内視鏡 2 をプロセッサ 3 に接続した時点でその情報がプロセッサ 3 内部の信号処理装置 4 内の制御手段 2 1 に伝達され、C C D 9 の感度制御を行う。つまり、R O M 4 8 は C C D 9 の感度を指定する指定手段を形成する。。

第 4 図に示すように、観察対象部位や用途に応じて内視鏡 2 の他に、さまざまなタイプの内視鏡 2 I (I = A, B, C) が用意されているが、細径化のためにライトガイド 1 5 の本数が内視鏡 2 よりも少ない内視鏡 2 A, レンズ絞り値を内視鏡 2 よりも増やして被写界深度を広げている内視鏡 2 B, 蛍光観察用に生体の蛍光のみを透過させるフィルタ 4 9 を C C D 9 の前面に配置した内視鏡 2 C などがあり、プロセッサ 3 に着脱

自在に接続可能となっている。

第5図はこれら内視鏡2及び2Iの特徴を示し、その特徴に対応した情報（例えば感度制御パルス ϕ CMDのパルス数を含む情報）が予めROM48には記憶されている。そして、プロセッサ3に接続された内視鏡2又は2Iに設けたROM48の情報は制御手段21に送られ、制御手段21は通常観察用の内視鏡2～2Bは適正な露光量が得られるように固体撮像素子としてのCCD9の感度を決定する。

ここでは、光源装置22からライトガイド15の後端面に供給される光量が一定の場合に、ライトガイドの本数とレンズ絞りのf値が異なってもCCD9の出力信号の信号レベルが等しくなるようなCCD9の感度制御値が算出される。ライトガイドの本数、レンズ絞りのf値が異なる場合には、それに基づいた情報を含む。

例えばライトガイドの本数が少ない場合には、ライトガイドの本数が多い場合よりもCCD9の感度を上げるように制御する。

蛍光観察用の内視鏡2Cでは、蛍光観察用である旨を示す情報が送られ、予め決定されている値に感度設定値が設定される。制御手段21は、この計算結果に基づいてCCD駆動手段11及びCCD感度制御手段12を制御する。CCD駆動手段11及びCCD感度制御手段12から出力する駆動信号、感度制御信号を図6に示す。

第6図はRGB回転フィルタの露光期間／遮光期間（読み出し期間）と、その場合におけるCCD9に対する感度制御パルス ϕ CMD、垂直転送パルス ϕ IAG、水平転送パルス ϕ SR及びCCD出力信号の関係を示している。

CCD9の感度は、 ϕ CMDのパルス数とパルス振幅のどちらでも制御可能であるが、ここではパルス数を調節して所望の感度を得るようにしている。この場合、露光時間の後の遮光期間（読み出し期間）に感度

制御パルスφC M DをC C D 9に出力して、C C D 9の感度を大きくして、垂直転送パルスφI A G、水平転送パルスφS RをC C D 9に出力して、C C D 9からの出力信号を得るようにしている。

そして、例えば第5図に示すように用途に応じて接続された内視鏡2又は2 IのC C D 9に対し、感度制御パルスφC M Dのパルス数を変化させて、その内視鏡2又は2 Iに必要とされる感度を容易に得られるようにしている。

なお、第5図では、計算を簡略化するためにφC M Dのパルス1回毎に1%の電子の増倍が有るものとする。

蛍光観察用の内視鏡2 Cには、生体の蛍光の波長480nm～600nmの範囲を通過させる特性を有するフィルタ49がC C D 9の前面に配置されている。R G B回転フィルタ29による面順次光の青成分（波長400nm～500nm）で励起された微弱な蛍光のみが、感度を高く設定されたC C D 9により映像信号に変換される。

プロセッサ3内の同時化手段43a, 43b, 43cは、この青成分のみの信号を各色別のメモリに全て同時に記憶すると共に、この記憶された面順次信号を同時に読み出してモノクロ画像として出力するようになっている。

この制御は制御手段21によって行なわれ、先に記述した通常観察時の信号処理と蛍光観察の信号処理との切り替えは、内視鏡2～2 C内のR O M 48からの情報により行われる。

以上のように本実施の形態によれば、接続される内視鏡2, 2 Iの種類に応じて固体撮像素子の感度を制御することで適正な明るさの観察画像を得ることができる内視鏡装置1を実現できる。

R O M 48から出力される情報は、他に配光特性や画角などのパラメータ、明るさに関する個体差バラツキの補正值が考えられる。もちろん、

ＣＣＤ ９の感度設定値そのものをプロセッサ ３に伝送しても良い。

なお、本実施例では内視鏡 ２，２ Ｉに設けたＲ Ｏ Ｍ ４ ８の情報により、その内視鏡のＣＣＤ ９の感度を指定するようにしているが、Ｒ Ｏ Ｍ ４ ８を設けていない内視鏡（例えば２ Ｄとする）の場合にも対応できるように、例えば信号処理装置 ４内の制御手段 ２ １にキーボード等の入力手段（或いは感度の指定手段）を接続して、その入力手段からその内視鏡 ２ Ｄに対して適切な観察画像が得られる場合の感度を指定する入力を行い、制御手段 ２ １を介してＣＣＤ感度制御手段 １ ２からその内視鏡 ２ Ｄに設けたＣＣＤ ９の感度を制御するようにしても良い。

また、入力手段から感度を指定する入力を行う代わりに、その内視鏡 ２ Ｄの場合の特徴、具体的には図 ５のライトガイド本数、レンズ絞り値を入力することにより、制御手段 ２ １が必要な感度制御パルスφ Ｃ Ｍ Ｄのパルス数を算出して、ＣＣＤ感度制御手段 １ ２を介してＣＣＤ ９の感度を制御するようにしても良い。

（実施例 ２）

第 ７ 図は本発明の実施例 ２の内視鏡装置 ５ １の構成を示す。第 １ 図と共通である部分に関しては説明を省略する。

実施例 １ではプロセッサ ３内に信号処理手段 １ ４等の信号処理装置 ４と共に、面順次光源装置 ２ ２を内蔵していたが、本実施例では信号処理装置 ４と別体に面順次光源装置 ５ ２を設けている。

この面順次光源装置 ５ ２ではその内部のランプ ２ ７の前面にはハーフミラー ５ ３が配置され、ランプ ２ ７からの出射光はハーフミラー ５ ３により分割され、その反射された光が光量検知部 ５ ４に導かれる。

ランプ ２ ７の出射光量はランプ点灯時間に応じて劣化して行くので、光量検知部 ５ ４でこの光量の低下の度合いが数値データに変換され、制御手段 ２ ６を経由して制御手段 ２ １に送られる。制御手段 ２ １はこの数

値データをもとに、ランプ 27 の光量低下を補正するように C C D 9 の感度設定値を算出し、C C D 感度制御手段 12 を制御する。

また、絞り制御手段 24 からは絞り 23 の調光制御動作が可能な範囲にある状態か、あるいは絞り 23 が全開状態、全閉状態であるかの情報も、制御手段 26 を経由して制御手段 21 に送られる。

制御手段 21 は、絞り 23 が全開状態のときは C C D 9 の感度設定値を高くするように C C D 感度制御手段 12 を制御し、絞り 23 が全閉の場合は C C D 9 の感度設定値を低くするように C C D 感度制御手段 12 を制御する。これら、感度設定値は段階的に変化させても良いし連続的に変化させることも可能である。その他の構成は第 1 の実施の形態と同様である。

本実施例は実施例 1 の作用の他に、ランプ 27 が経年変化等で変化する場合等を考慮して、ランプ 27 の実際の出射光量を検出してその光量の変化による影響を C C D 感度制御手段 12 により C C D 9 の感度を制御することで解消する手段を備えている。

この実施例 2 によれば光源装置 52 のランプ 27 の出射光の低下した場合や、絞り 23 による調光制御が効かない場合においても、光源装置 52 からの情報をもとに固体撮像素子としての C C D 9 の感度を制御することで適切な明るさの観察画像を得ることができる内視鏡装置 51 を実現できる。

(実施例 3)

第 8 図は本発明の実施例 3 の内視鏡装置 51' の構成を示す。第 1 図及び第 7 図と共通である部分に関しては説明を省略する。本実施例は第 7 図に示した実施例 2 の他に、第 7 図の面順次光源装置 52 の代わりに第 8 図の L E D 光源装置 52' でも使用できるようにしたものである。

第 8 図に示した L E D 光源装置 52' には、L E D 制御手段 56 に接

続され順次点灯制御される赤色LED57a, 緑色LED57b, 青色LED57cと、この照明光の光束を前記ライトガイド15の後端面に集光する集光レンズ28が設けられており、面順次光が前記ライトガイド15の後端面に供給されるようになっている。

また、赤色LED57a, 緑色LED57b, 青色LED57cと集光レンズ28との間には絞り23が配置され、絞り制御手段24で制御される。この絞り制御手段24とLED制御手段56は制御手段26に接続されている。

また、信号処理装置4内の制御手段21は、面順次の照明光を内視鏡2に供給するLED光源装置52の赤色LED57a, 緑色LED57b, 青色LED57cの発光制御をLED制御回路56を介して制御する制御手段26にも接続され、各LEDの発光タイミングと同期が取られて、上記CCD駆動手段11及び信号処理手段14を制御するようになっている。

制御手段21には、面順次光源装置52が接続された場合はキセノンランプが使用されていることを、LED光源装置52'が接続された場合はLEDが使用されていることを、ハロゲンランプを使用している図示しない光源装置が接続された場合はハロゲンランプが使用されていることを示す情報が、各光源装置内の制御手段26から伝送される。制御手段21は、この情報に基づいてCCD感度制御手段12を制御する。

以上、第3実施例によれば光源装置52, 52'の種類の違いにより出射光の絶対値が異なる場合でも、接続された光源装置からの情報をもとに出射光量を補正するように固体撮像素子の感度を制御することで適切な明るさの観察画像を得ることができる内視鏡装置を実現できる。

(実施例4)

第9図は本発明の実施例4の内視鏡装置61の構成を示す。本実施例

は、ＣＣＤ ９の前面にカラーフィルタ ６５が設けられた同時式内視鏡装置である。

第 １ 図或いは第 ７ 図と共通である部分に関しては説明を省略する。本実施例は同時式の内視鏡 ６ ２と、この内視鏡 ６ ２に白色の照明光を供給する光源装置 ６ ３と、ＣＣＤ ９を駆動及び信号処理する（例えば光源装置 ６ ３と別体の）信号処理装置 ６ ４と、この信号処理装置 ６ ４から出力される映像信号を表示するモニタ ５とから構成される。

上記同時式の内視鏡 ６ ２は例えば第 １ の実施例の内視鏡 ２ のＣＣＤ ９の前面にカラーフィルタ ６ ５を設けたものである。

また、光源装置 ６ ３は図 １ の面順次式光源装置 ２ ２において、照明光路中に介挿されるＲＧＢ回転フィルタ ２ ９を除去して、ランプ ２ ７の白色光が絞り ２ ３を介して集光レンズ ２ ８で集光されてライトガイド １ ５の後端面に供給されるようにしたものである。このため、図 １ におけるモータ ３ ０及びＲＧＢ回転フィルタ制御手段 ２ ５も設けてない。

また、本実施例における信号処理装置 ６ ４は図 １ の信号処理手段 １ ４をプレ信号処理手段 ６ ６とポスト信号処理手段 ６ ７で構成している。

つまり、ＣＣＤ ９から読み出された出力信号の各種信号処理を行なうプレ信号処理手段 ６ ６と、このプレ信号処理手段 ６ ６の出力信号をモニタ ５などに出力するための各種信号処理を行なうポスト信号処理手段 ６ ７とから構成されており、前記ＣＣＤ ９から読み出された出力信号をテレビジョン信号に変換して、モニタ ５などに出力するようになっている。

また、前記ＣＣＤ駆動手段 １ １及びＣＣＤ感度制御手段 １ ２，信号処理手段 １ ４は、制御手段 ２ １に接続され、この制御手段 ２ １によって制御が行なわれるようになっている。

この制御手段 ２ １は、白色の照明光を内視鏡 ６ ２に供給する光源装置 ６ ３に設けられた絞り ２ ３及び絞り制御手段 ２ ４を制御する制御手段 ２

6にも接続されている。

本実施例に用いられる信号処通手段14は、例えば図10に示すように構成されている。プレ信号処理手段66には、前記内視鏡62から出力された信号が入力されるようになっている。

このプレ信号処理手段66では、色成分が重畳されたCCD9の出力信号はCDS回路31、LPF32、クランプ回路33を経由してA/D変換器34によりデジタル信号に変換される。このデジタル信号はフォトカップラ35aにより患者回路から2次回路にアイソレーションされて伝送される。

このフォトカップラ35aを経た出力信号は、2次回路内の輝度/色差信号分離回路68で輝度信号Yと色差信号R-Y、B-Yに分離され、さらにマトリックス回路69でRGB信号に変換され、ホワイトバランス補正回路36、色調調整回路37、ガンマ補正回路38でそれぞれホワイトバランス補正、色調調整、ガンマ補正がされた後、拡大回路39で電子ズーム処理が行なわれる。そして、拡大回路39の出力は輪郭強調回路40を介してポスト信号処理手段67に入力されるようになっている。

前記輪郭強調回路40の出力は、ポスト信号処理手段67内の静止画記憶用の静止画像メモリ45a、45b、45cに入力すると共にセレクタ46に入力する。セレクタ46を経由した輪郭強調回路40の出力は、動画として後段の75Ωドライバ47を介してモニタ5に供給される。

セレクタ46のもう一方の入力端子には静止画メモリ45a、45b、45cの出力が接続されている。静止画像メモリ45a、45b、45cの画像書き込みと画像読み出しは制御手段21で制御されており、操作者のフリーズ命令に応じて制御手段21は、フリーズ命令の有った時

点の画像を記憶するように静止画像メモリ 45 a, 45 b, 45 c を制御する。

また、制御手段 21 は、フリーズ命令に応じて電子シャッタ動作が行われるように CCD 駆動手段 11 を制御するとともに、CCD 感度制御手段 12 に対して、CCD の感度設定性を上げるように制御する。この感度設定値は、電子シャッタ動作による露光時間の減少を補正するように設定され、 $1/120$ 秒の電子シャッタ動作が行われた場合は、 $1/60$ 秒の通常露光時の 2 倍の感度に CCD 9 が設定される。

以上のように本実施の形態によれば、電子シャッタ動作時においても、固体撮像素子の駆動状態に応じて固体撮像素子の感度を制御することで適正な明るさの観察画像を得ることができる内視鏡装置を実現できる。

(実施例 4 の変形例)

本発明の実施例 4 の変形例を、実施例 4 の第 9 図を用いて説明する。本変形例では、NTSC 方式 (60 Hz) と PAL 方式 (50 Hz) の両方式のモニタに接続可能な同時式内視鏡装置を示している。信号処理装置 64 は図示しないスイッチにより TV 方式を選択することが可能である。NTSC 方式が選択された場合には、CCD 9 の撮像レートを 60 Hz で行ない、NTSC 方式のテレビジョン信号に変換する信号処理を行なうよう、制御手段 21 は CCD 駆動手段 11, プレ信号処理手段 66, ポスト信号処理手段 67 を制御する。

PAL 方式が選択された場合は、CCD 9 の撮像レートを 50 Hz で行ない、PAL 方式のテレビジョン信号に変換する信号処理を行なうよう、制御手段 21 は CCD 駆動手段 11, プレ信号処理手段 66, ポスト信号処理手段 67 を制御する。この時、制御手段 21 は撮像レートの切り替えに応じて CCD 9 の感度設定値も同様に切り替え、60 Hz 撮像時と 50 Hz 撮像時とで同じ映像信号レベルが得られるように CCD

感度制御手段 1 2 制御する。

以上のように本変形例によれば、撮像レートが異なる場合や露光時間が異なる場合においても、固体撮像素子の駆動状態に応じて固体撮像素子の感度を制御することで適正な明るさの観察画像を得ることができる内視鏡装置を実現できる。

(実施例 5)

第 1 1 図は本発明の実施例 5 の内視鏡装置の構成を示す。第 1 図或いは第 9 図等と共通である部分に関しては説明を省略する。本実施例の内視鏡装置 6 1' は内視鏡 6 2 と、光源装置 6 3' と信号処理装置 6 4' と、モニタ 5 とから構成される。

本実施例における光源装置 6 3' は第 9 図の内視鏡装置 6 1 の光源装置 6 3 において、絞り 2 3、絞り制御手段 2 4、制御手段 2 6 を除去して、ランプ 2 7 の照明光を集光レンズ 2 8 で集光してライトガイド 1 5 の後端面に供給するようにしている。

つまり、この光源装置 6 3' には絞り機構が設けてなく、ライトガイド 1 5 の後端面には常に同量の照射光が入力する構成となっている。

また、本実施の形態における信号処理装置 6 4' は、図 9 の信号処理装置 6 4 において、信号処理手段 1 4 内のプレ信号処理手段 6 6 と一部構成が異なるプレ信号処理手段 6 6' が採用されている。このプレ信号処理手段 6 6' の構成を第 1 2 図に示す。

第 1 2 図に示すプレ信号処理手段 6 6' は第 1 0 図に示すプレ信号処理手段 6 6 において、輝度信号 Y の出力信号が入力される平均値検波フィルタ回路 7 0 が設けてある。

そして、この平均値検波フィルタ回路 7 0 により CCD 9 の出力の一面分の輝度信号 Y の平均値を算出し、この輝度平均値を制御手段 2 1 に送る。制御手段 2 1 は、この輝度平均値に基づき適性な明るさの観察

画像が得られるようにCCD 9の感度設定値を算出し、CCD感度制御手段12を制御する。

以上のように本実施例によれば、固体撮像素子の出力信号に応じて固体撮像素子の感度を制御することで適正な明るさの観察画像を得る内視鏡装置61'を実現でき、しかも光源装置63'の構成を簡略化することができる。

(実施例6)

第13図は本発明の実施例6の内視鏡装置の構成を示す。第1図と共通である部分に関しては説明を省略する。

この内視鏡装置71は内視鏡2と、面順次光源装置22と信号処理装置74を内蔵したビデオプロセッサ73と、モニタ5とから構成される。

本実施の形態では内視鏡2内のROM48には、CCD9の画素毎の電子の増倍率のバラツキの情報(データ)が記憶されている。

また、本実施例の信号処理装置74では第1図の信号処理装置4において、さらにROM48のデータを記憶する記憶手段75と、CCD9の感度を自由に設定するスイッチ76と、バラツキを補正する補正データを演算で算出する演算手段78とが設けている。また、信号処理手段14は第1図のプレ信号手段17の代わりに、一部構成が異なるプレ信号処理手段17'を採用し、演算手段78による補正データをプレ信号処理手段17'に送り、CCD9に感度のバラツキがある場合にもスイッチ76で設定された感度に設定できるようにしている。

そして、実施例1と同様に、内視鏡2をプロセッサ73に接続した時点で、ROM48の情報がプロセッサ73内部の記憶手段75に送られ、記憶される。例えばプロセッサ73のパネル上に設けられ、CCD9の感度を自由に設定するスイッチ56により設定された感度設定値の情報は制御手段21に入力され、この制御手段21はその情報に対応してC

C D 感度制御手段 1 2 を制御する。

本実施例では、 ϕ C M D パルスのパルス数で感度を制御しており、演算手段 7 8 では前記記憶手段 7 5 に記憶されている画素毎の電子の増倍率のバラツキの値と ϕ C M D のパルス数に基づいて補正データが演算される。

基準となる電子の増倍率に X に対し、ある画素の電子の増倍率が $k X$ であり、 ϕ C M D のパルス数が n であった場合には、その画素の補正データは $1 / (k X)^n$ で表わされる。

この各画素毎の補正データは、第 1 4 図に示されるプレ信号処理手段 1 7' を構成する乗算器 7 9 で C C D 9 から読み出された出力信号と乗算されてバラツキの補正が行なわれ、その後段側の回路に送られる。なお、第 1 4 図に示すプレ信号処理手段 1 7' は第 2 図のプレ信号処理手段 1 7 において、フォトカブラ 3 5 a とホワイトバランス補正回路 3 6 との間に乗算器 7 9 を設けた構成になっている。

第 1 5 図は、本実施例で用いられている C C D 9 を表わしている。受光面 8 0 の下方にはシリアルレジスタ 8 1 と電荷を電圧に変換する F D A 8 2 が存在する。シリアルレジスタ 8 0 と F D A 8 2 の間にはダミー画素 8 3 が 6 画素存在している。

制御手段 2 1 はスイッチ 7 6 からの設定値に基づいて、感度を上げていない通常感度時と、電子増倍時とで異なる制御を行う。

つまり、制御手段 2 1 はスイッチ 7 6 からの設定値に基づいて、電子の増倍動作を行っていない、つまり感度を上げていない通常感度時には第 1 6 図 (A) に示すように O B 画素 8 4 の C C D 出力信号 (C D S 出力信号) が入力される O B 期間でクランプを行なうようにクランプ回路 3 3 にタイミング信号を送る。

一方、電子の増倍動作を行ない感度を上げている電子増倍時には、第

16図(B)に示すようにOB画素84の暗電流が増倍され、OBクランプされる電位に影響を及ぼすため、これを避けるようにダミー画素83のCCD出力信号が入力されるダミー期間でクランプを行なうようにクランプ回路33に異なるクランプ位置のタイミング信号を送る。

以上のように本実施例によれば、固体撮像素子の画素毎の電子の増倍率のバラツキのデータと、固体撮像素子の感度の設定値に応じて固体撮像素子の出力信号を補正することで、良好な観察画像を得ることができる内視鏡を実現できる。

また、固体撮像素子の感度設定値に応じて、固体撮像素子の出力信号の信号処理を制御することで、正しい黒レベルが再現され、良好な観察画像を得ることができる。

なお、上述では挿入部6の先端にCCD9を配置(内蔵)した電子内視鏡の場合について説明したが、本発明はこれに限定されるものでなく、光学式内視鏡の接眼部にCCDを内蔵したテレビカメラを装着したテレビカメラ装着内視鏡の場合にも適用できる。

この場合には、例えば第1の実施の形態で説明したように例えば入力手段(指定手段)から制御手段21にCCD9の感度を指定する入力を行うようにしても良い。また、光学式内視鏡の特徴(ライトガイド本数等)と共に、テレビカメラの特徴を入力して、制御手段21がその場合に必要とされる感度制御パルスφCMDのパルス数を算出してCCD感度制御手段12を介してCCD9の感度を制御するようにしても良い。

(実施例7)

第17図ないし第23図は本発明の実施例7に係り、第17図は内視鏡装置の概略の構成を示すブロック図、第18図は回転フィルタに設けた2つのフィルタセットの構成を示す説明図、第19図は信号処理手段を構成するプレ信号処理手段を示すブロック図、第20図は、信号処理

手段を構成する面順次同時化手段及びポスト信号処理手段を示すブロック図、第 2 1 図は C C D 駆動のタイミングチャート、第 2 2 図は C C D の板面照度と S / N の関係を示すグラフ、第 2 3 図は C C D の板面照度と出力電圧との関係を示すグラフを示す。

第 1 7 図に示すように、実施例 7 の内視鏡装置 1 0 1 は、固体撮像素子を内蔵した電子式内視鏡（以下、内視鏡と略記） 1 0 2 と、この内視鏡 1 0 2 が着脱自在に接続され、信号処理装置 1 0 4 及び面順次光源装置 1 2 2 を内蔵したプロセッサ 1 0 3 と、このプロセッサ 1 0 3 に接続され、該プロセッサ 1 0 3 で信号処理された映像信号を表示するモニタ 1 0 5 とから主に構成される。

前記内視鏡 1 0 2 は、体腔内に挿入される細長の挿入部 1 0 6 を有し、この挿入部 1 0 6 の先端部 1 0 7 には、被写体を結像する対物レンズ 1 0 8 と、この対物レンズ 1 0 8 の結像位置には固体撮像素子としてイメージセンサ、例えば電荷結合素子（C C D と略記） 1 0 9 が設けられ、この C C D 1 0 9 は信号線を介してプロセッサ 1 0 3 内の信号処理装置 1 0 4 に設けられた C C D 駆動手段 1 1 1 及び C C D 感動制御手段 1 1 2 に接続され、この C C D 駆動手段 1 1 1 及び C C D 感動制御手段 1 1 2 で生成された駆動信号及び感度制御信号により、露光、生成電荷の増倍及び読出制御がなされる。また、イメージセンサは C M O S センサでもよい。C C D 1 0 9 の前面には、ある特定の波長領域のみを透過させるフィルタ 1 1 0 が配置されている。フィルタ 1 1 0 は、例えば生体組織から発せられる自家蛍光の波長帯域を透過させ、励起光はカット（透過しない）する分光透過率特性を有している。

この C C D 1 0 9 は、U . S . P a t . N o . 5 , 3 3 7 , 3 4 0 “
C h a r g e M u l t i p l y i n g D e t e c t o r (C M D)
s u i t a b l e f o r s m a l l p i x e l C C D i m a

g e s e n s o r s” に示されている C C D である。その特徴は、画素毎或いは検出アンプ前段（水平転送レジスタ後）に電子増倍機構（以下、C M D : Charge Multiplying Detector）が設けられ、電子増倍機構（C M D）に電界（エネルギーギャップの約 1.5 倍程度のエネルギー）を印加すると、信号電荷（電子）は価電子帯の電子に衝突し伝導帯へ励起され、衝突電離（2 次電離）により電子－正孔ペアが生成される。つまり、ある強度（振幅）を持ったパルスを順次印加すると、衝突電離現象により電子－正孔ペアが次々に生成されることにより、パルス数の制御により信号電荷は任意に増倍される特性を有している。

C C D 1 0 9 は、バッファ 1 1 3，C C D ケーブル 1 2 0（信号線）を介してプロセッサ 1 0 3 内に設けられた信号処理手段 1 1 4 に接続され、前記対物レンズ 1 0 8 及びフィルタ 1 1 0 を介し C C D 1 0 9 の撮像面に結像された被写体像が、C C D 1 0 9 によって電気信号に変換されて読み出され、この出力信号が信号処理手段 1 1 4 に供給される。

第 2 1 図は、後述する回転フィルタ 1 2 9 の露光時間/遮光時間（C C D 読出期間）と、その場合における C C D 1 0 9 に対する感度制御パルス ϕ C M D、垂直転送パルス ϕ I A G、水平転送パルス ϕ S R 及び C C D 出力信号の関係を示す。C C D 1 0 9 の C M D は、画素毎または検出アンプ前段のどちらでも設定可能であるが、ここでは C M D を画素毎に設置するようにしている。また、C C D 1 0 9 の感度（C M D 増倍率）は、 ϕ C M D のパルス数とパルス振幅（電圧値）のどちらでも制御可能であるが、ここではパルス数をコントロールして所望の感度（C M D 増倍率）を得るようにしている。この場合、露光期間の後の遮光期間（読出期間）に感度制御パルス ϕ C M D を C C D 1 0 9 に出力し、C C D 1 0 9 の感度（C M D 増倍率）を大きくし生成された電荷を増倍させ、その後垂直転送パルス ϕ I A G、水平転送パルス ϕ S R を C C D 1 0 9

に出力し、CCD 109からの出力信号を得る。つまり、感度制御パルスφCMDのパルス数を変化させて、所望のCCD 109の感度（CMD増倍率）を得られるようにしている。

前記内視鏡102は、照明光を伝達する紫外から近赤外域を透過可能なライトガイド115が設けられ、このライトガイド115の先端面側に照明用レンズ116が設けられ、ライトガイド115により内視鏡102を導光させた通常光或いは特殊光観察用の照明光が、照明レンズ116を介して被写体に照射される。ライトガイド115としては、SLFファイバ（商品名）、石英ファイバなどを用いることができる。

信号処理手段114は、CCD 109で読み出された出力信号の各種信号処理を行うプレ信号処理手段117と、このプレ信号処理手段117から出力された面順次信号を同時化する面順次同時化手段118と、この面順次同時化手段118の出力信号をモニタ105などに出力するための各種信号処理を行うポスト信号処理手段119とから構成されており、前記CCD 109から読み出された出力信号をテレビジョン信号に変換して、モニタ105などに出力する。

CCD駆動手段111及びCCD感度制御手段112、信号処理手段114は、（第1の）制御手段121に接続され、この制御手段121によって制御が行われる。この制御手段121は、面順次の照明光を内視鏡102に導光する面順次光源装置122に設けられた絞り123、絞り制御手段124及びRGB回転フィルタ制御手段125を制御する（第2の）制御手段126にも接続され、このRGB回転フィルタ制御手段125と同期して、前記CCD駆動手段111及び信号処理手段114を制御するようになっている。

面順次光源装置122は、紫外域から赤外域に至る広帯域の照明光を発生するランプ127と、この照明光の光束を前記ライトガイド115

の後端面に集光する集光レンズ 1 2 8 と、ランプ 1 2 7 と集光レンズ 1 2 8 との間に挿入される R G B 回転フィルタ 1 2 9 が設けられている。ランプ 1 2 7 としては、キセノンランプ、ハロゲンランプ、メタルハライドランプ、L E D、高圧水銀などを用いることができる。

この回転フィルタ 1 2 9 は、モータ 1 3 0 の回転軸に回転可能に接続され、制御手段 1 2 6 により、R G B 回転フィルタ制御手段 1 2 5 を介して所定の速度で回転するように制御され、面順次光がライトガイド 1 1 5 の後端面に導光される。

回転フィルタ 1 2 9 は、第 1 8 図に示すように二重構造になっており、内周部分と外周部分とに 2 組のフィルタセット 1 3 3, 1 3 4 が設けられている。内周の第 1 フィルタセット 1 3 3 は通常光モード（通常光観察）のための R 1, G 1, B 1 の 3 枚のフィルタで構成され、外周部分の第 2 のフィルタセット 1 3 4 は特殊光モード（特殊光観察）のための R 2, G 2, B 2 の 3 枚のフィルタで構成され、第 1 フィルタセット 1 3 3、第 2 フィルタセット 1 3 4 は、各々観察目的に応じた分光透過率特性を有している。つまり、第 1 フィルタセット 1 3 3 は、通常光モード（通常光観察）用の赤（R 1）、緑（G 1）、青（B 1）の各波長領域を透過するフィルタ 1 3 3 a、1 3 3 b、1 3 3 c が扇状に、周方向に沿って離散的に配列され、さらにその外周側には特殊光モード（特殊光観察）用の R 2、G 2、B 2 の各波長領域の光を透過するフィルタ 1 3 4 a、1 3 4 b、1 3 4 c が離散的に配列されている。

上記通常光モード（通常光観察）用の赤（R 1）、緑（G 1）、青（B 1）の各波長領域を透過するフィルタ 1 3 3 a、1 3 3 b、1 3 3 c の間は、遮光部となっている。この遮光部は、C C D 1 0 9 の遮光期間（読み出し期間）に対応し、上記フィルタ 1 3 3 a、1 3 3 b、1 3 3 c と遮光部は、ほぼ同程度の間隔で配列されている。第 2 フィルタセット 1

３４も同様に構成されている。

本実施例では、上記フィルタ１３４ｂには、特殊光モードで使用する紫外～青色領域の光のみを透過する励起フィルタが搭載されており、生体組織より自家蛍光を発生させることができる。なお、フィルタ１３４ａ（Ｒ２）、１３４ｃ（Ｂ２）は本実施例では遮光され、照射されない。

ランプ１２７とライトガイド１１５の後端面とを結ぶ照明光軸上には、内周側のフィルタセット１３３と外周側のフィルタセット１３４とを選択的に設定できるように回転フィルタ切替え機構１３１が設けてある。そして、通常光モードの場合は、ランプ１２７からの光ビームＰ１（第１８図に実線で示す）は、内周側のフィルタセット１３３に対向している。一方、特殊光モードの場合には、ランプ１２７からの光ビームＰ２（第２２図点破線で示す）は、外周側のフィルタセット１３４に対向するように回転フィルタ機構１３１で回転フィルタ１２９全体を移動して照明光路上に配置されるフィルタセットを切替できるようになっている。この回転フィルタ切替機構１３１は、モータ１３０及び回転フィルタ１２９とをランプ１２７に対し相対的に移動させるが、ランプ１２７側を反対方向に移動しても良い。

また、プロセッサ１０３には、モード切替手段１３５が接続され、観察モード（通常光／特殊光）の切替指示を行うことにより、回転フィルタ切替指示信号が回転フィルタ切替機構１３１及び制御手段１２６に出力され、回転フィルタ１２９の切替が行われると同時に、特殊光モード時は絞り制御手段１２４を介して絞り１２３を自動的に全開となるよう制御する。

回転フィルタ切替指示信号は、制御手段１２１にも出力されて、選択されているモード（通常光／特殊光モード）で各処理を行うよう制御手段１２１から信号処理手段１１４、ＣＣＤ駆動手段１１１及びＣＣＤ感

度制御手段 1 1 2 を制御する。

信号処理手段 1 1 4 は、例えば第 1 9 図に示すように構成されている。第 1 9 図においてプレ信号処理手段 1 1 7 には、CCD 1 0 9 からの出力信号が入力されるようになっている。このプレ信号処理手段 1 1 7 では、CCD 1 0 9 の出力信号はプリアンプ 1 4 0、CDS 回路 1 4 1、LPF 1 4 3、クランプ回路 1 4 4、AGC 回路（オートゲインコントロール）1 4 5 を経由して、A/D 変換器 1 4 6 によりデジタル信号に変換される。このデジタル信号は、フォトカブラ 1 4 7 a により患者回路から 2 次回路にアイソレーションされて伝送される。2 次回路には、ホワイトバランス補正回路 1 4 8、色調調整回路 1 4 9、ガンマ補正回路 1 5 0 が設けてあり、ホワイトバランス補正、色調調整、ガンマ補正がそれぞれ行われた後、拡大回路 1 5 1 で電子ズーム処理で拡大が行われる。

拡大回路 1 5 1 の出力信号は、輪郭強調回路 1 5 2 を介して面順次同時化手段 1 1 8 に入力されるようになっている。また、CDS 回路 1 4 1 後には、測光手段 1 4 2 が接続され、CCD 1 0 9 出力信号の 1 画面の平均値を算出し、その値を制御手段 1 2 1 に出力するようになっている。さらに、制御手段 1 2 1 は、2 次回路内のホワイトバランス補正回路 1 4 8 色、調調整回路 1 4 9、拡大回路 1 5 1、輪郭強調回路 1 5 2 の動作を制御する制御信号を出力すると共に、アイソレーション伝送手段としてフォトカブラ 1 4 7 b を介し患者回路内のクランプ回路 1 4 4 の動作を制御する制御信号を出力するようになっている。

プレ信号処理手段 1 1 7 から出力される RGB 面順次信号は、第 2 0 図に示す面順次信号同時化手段 1 1 8 内の切替スイッチ 1 6 0、1 6 2 A、1 6 2 B を経て、同時化手段 1 6 3 a、1 6 3 b、1 6 3 c に入力されるようになっている。同時化手段 1 6 3 a、1 6 3 b、1 6 3 c は、

少なくとも1画面分のメモリを備え、逐次R、G、Bの順に入力される面順次信号を各色別のメモリに記憶すると共に、この記憶された面順次信号を同時に読み出して同時化された信号として出力するようになっている。

同時化手段163a、163b、163cの一例として、例えば第20図に示す各同時化手段163I（I = a, b, c）は、少なくとも2画面分の画像メモリ164a、164bを備えた手段で構成することができる。同時化手段163aは、回転フィルタ129の133aまたは134aで得られる映像信号に対応している。同様に、同時化手段163bは、回転フィルタ129の133bまたは133a、同時化手段163cは回転フィルタ129の133cまたは134cに対応している。

ここでは、画像メモリ164a、164bの画像書き込みと画像読み出しが交互に切替えられて同時化が行われる。前記同時化手段163a、163b、163cにより同時化された同時化出力信号は、ポスト信号処理手段119内の静止画像記憶用の静止画像メモリ165a、165b、165cに入力すると共にセレクタ166に入力する。セレクタ166を経由した同時化手段163a、163b、163cの同時化出力は、動画として後段の75Ωドライバ167を介してモニタ105に供給される。セレクタ166のもう一方の入力端子には、静止画メモリ165a、165b、165cが接続されている。

静止画像メモリ165a、165b、165cの画像書き込みと画像読み出しは、制御手段121で制御されており、外部からのフリーズ命令に応じて制御手段121は、フリーズ命令のあった時点の画像を記憶するように静止画像メモリ165a、165b、165cを制御するとともに、セレクタ166に対しては、同時化手段163a、163b、

163c出力である動画言号と静止画像メモリ165a、165b、165cの出力信号である静止画像信号のうち、静止画像信号を1後段の75Ωドライバ167を介してモニタ105に供給するように制御するようになっている。

内視鏡102には、当該内視鏡に固有の情報を記憶したROM170が内蔵されており、この内視鏡102をプロセッサ103に接続した時点でその情報がプロセッサ103内部の信号処理装置104内の制御手段121に伝送され、CCD109の感度制御（CMD増倍率制御）等を行うようになっている。つまり、ROM170は、CCD109の感度を指定する指定手段を形成している。

（作用）

通常光モード及び特殊光モード時の作用を説明する。

先ず、通常光モード（通常光観察）を行う場合には、回転フィルタ129は第1フィルタセット133が照明光路上に配置され、CCD109のCMD増倍率は固定値に設定される。CCD109のCMD増倍率の通常光モード用設定値（固定値）は、内視鏡102をプロセッサ103に接続時にROM70から伝送される。

CCD感度制御手段112は、制御手段121を介してROM70から伝送されたCCD109のCMD増倍率（固定値）を受取り、通常光モード時のCMD増倍率（固定値）に対応するパルス数を計算し、CCD109の露光／遮光（読み出し期間）に同期してCCD109に計算された数のパルスを出力する。

尚、例えば信号処理装置104内の制御手段121にキーボード等の入力手段（或いは指定手段）を接続してユーザーはその入力手段から任意のCMD増倍率を手動で入力し、制御手段121を介してCCD感度制御手段112からCCD109のCMD増倍率が設定できる。これは、

特殊光モード時も同様である。

ランプ 1 2 7 から照射された照明光が第 1 フィルタセット 1 3 3 を通ることにより、R（赤）、G（緑）、B（青）の面順次照明光が生体組織に順次照射され、その反射光を CCD 1 0 9 で順調撮像した R、G、B の画像信号（映像信号）は信号処理手段 1 1 4 に入力され、モニタ 1 0 5 に通常光観察画像が表示される。

測光手段 1 4 2 は、1 画面分の CCD 1 0 9 からの出力信号の平均値を算出し、制御手段 1 2 1 に出力する。出力された値は、制御手段 1 2 1 を介して第 2 の制御手段 1 2 6 に出力し、値に応じて絞り制御に指令を出して絞り 1 2 3 の開閉制御を行う。つまり、被写体が設定された基準値よりも明るすぎる場合は、CCD 1 0 9 出力信号は大きくなるため、絞り 1 2 3 を閉じる方向（ライトガイド後端面への照射強度が小さくなる）に動作させ、一方、被写体が暗い場合は CCD 1 0 9 出力信号は小さくなるため、絞り 1 2 3 を開ける方向（ライトガイド後端面への照射強度が大きくなる）に動作させて、生体組織への照射強度を変化させるものである（自動調光機能）。

尚、モニタ 1 0 5 の明るさ（上記基準値）は、例えば信号処理装置 1 0 4 内の制御手段 1 2 1 にキーボード等の入力手段（或いは指定手段）を接続して、ユーザーはその入力手段から任意の明るさを設定できる。AGC 回路 1 4 5 では、CCD 1 0 9 の出力信号が設定されたモニタ 1 0 5 の明るさになるように電氣的に増幅させることができる。つまり、被写体が暗く自動調光機能を作動させても設定されたモニタ 1 0 5 の明るさが得られない場合に CCD 1 0 9 からの出力信号を電氣的に増幅させることができる（AGC 機能）。

生体組織（消化器、気管支等）に面順次光（赤、緑、青）を照射した際に得られる反射光の強度は、第 2 2 図、第 2 3 図では概ね、1 [1 u

x] より大きな領域に該当するが、第 2 2 図、第 2 3 図より C C D 1 0 9 の C M D の増倍率が大きくなるに従い、S / N 及び出力値は C C D 1 0 9 の C M D 増倍なしに対して向上されることが分かる。

通常光モード（通常光観察）を行う場合には、被写体（生体組織）の明るさ（被写体からの反射光強度）が変化しても、自動調光機能及び A G C 機能により、モニタ 1 0 5 上には常にユーザーが設定した適切な明るさの観察画像が得られる。しかも、この場合は、C M D 1 0 9 の C M D 増倍率を大きくすることにより、S / N も向上する。このように通常光モード（通常光観察）を行う場合には、自動調光機能により画質を損なわずに適切な明るさの観察画像を得ることができ、この機能でカバーできない場合に A G C 機能により調整される。

一方、特殊光モード（特殊光観察）を行う場合には、ユーザーはモード切替手段 1 3 5 を構成する例えばモード切替スイッチを操作することにより、回転フィルタ切替機構 1 3 1 を動作させて回転フィルタ 1 2 9 の第 2 フィルタセット 1 3 4 を照明光路上に配置させると共に、絞り 1 2 9 は全開となるように動作してライトガイド 1 1 5 後端面に最も強い励起光が入射させる。C C D 1 0 9 の感度は、特殊光モードに対応した C M D 増倍率を固定値に設定して観察を行う。C C D 1 0 9 の C M D 増倍率の設定値（固定値）は、R O M 1 7 0 から伝送された値であり、通常光モード（通常光観察）よりも大きな値に予め設定されている。

C C D 感度制御手段 U 2 は、制御手段 1 2 1 を介して R O M 1 7 0 から出力された C C D 1 0 9 の C M D 増倍率（固定値）を受取り、特殊光モード時の C M D 増倍率（固定値）に対応するパルス数を計算し、C C D 1 0 9 の露光／遮光（読み出し期間）に同期して C C D 1 0 9 に計算された数のパルスを出力する。

ランプ 1 2 7 から照射された励起光（本実施例では紫外～青色領域）

が第2フィルタセット134を通ることにより、本実施例ではフィルタ134b(G2)の励起光のみが生体組織に間欠的に照射される。フィルタ134a(R2)、134c(B2)は本実施例では遮光となっているので照射されない。

対物レンズ108には、生体組織からは励起光の反射光及び生体組織から励起光により発せられた自家蛍光(例えば、NADH、フラビン等に起因)が入射するが、フィルタ110で励起光はカットされ、CCD109には自家蛍光が入射する。CCD109で撮像した自家蛍光画像は、信号処理手段114に入力される。信号処理手段114は、フィルタ134b(G2)に対応する信号が処理され、モニタ105に表示される。

AGC回路145は、CCD109の出力信号を設定値になるように電氣的にアンプを行う。つまり、被写体が暗く、CCD109にてCMD増倍を行ってもCCD109出力信号が設定値よりも小さい場合には、電氣的にアンプを行い、出力信号の強度を増幅させる(AGC機能)。これにより、モニタ105には、常に適切な明るさの特殊光観察画像を得ることができる。尚、モニタ105の明るさ(上記基準値)は、例えば信号処理装置104内の制御手段121にキーボード等の入力手段(或いは指定手段)を接続して、ユーザーはその入力手段から任意の明るさを設定できる。

ここで、CCD109のCMD増倍率を大きくした場合(CMD増倍率3、10倍と仮定)に、モニタ105に表示される観察画像(本実施例では自家蛍光画像)のS/N及び明るさについて説明する(第22図、23図参照)。

S/Nは、暗い被写体がどこまで撮像できるか、また、暗い被写体をどの程度の画質で撮像できるかを反映するため、特に自家蛍光のような

微弱光を撮像する場合には非常に重要なパラメータである。また、出力値は、モニタに表示する画像の明るさを反映するために、S/N同様非常に重要なパラメータである。尚、固体撮像素子が一般的なCCD（増倍機構なし）の場合は、モニタ105に表示される観察画像のS/N及び明るさは、CCD109のCMD増倍率1倍（増倍なし）に概ね相当する。

生体組織（消化器、気管支等）に紫外～青色光を照射すると、生体組織に含まれるNADH、フラビンやコラーゲン等に起因した自家蛍光が得られる。しかし、この自家蛍光強度は、非常に微弱（第22図、23図では概ね1 [lux] より小さい領域に該当）であり、一般のCCDでの撮像は非常に困難である。第22図、23図より、CCD109のCMDの増倍率が大きくなるに従い、S/N及び出力値は一般的なCCDに対して大幅に向上されることが分かる。

CCD109感度特性に関して、CCD109板面（撮像面）における板面照度（被写体の明るさ反映）とプロセッサ103出力段にて得られるS/N（信号対ノイズ比）及び出力値の関係について説明する。

対象システムを内視鏡101（CCD109+CCDケーブル120+プロセッサ103（信号処理手段114））とし、プロセッサ103（信号処理手段114）の出力段における信号対ノイズ比S/N及び出力値Sを理論的に算出する。

$$S/N = S / \{N_{CCD}^2 + N_{CV}^2\}^{1/2} \quad (1)$$

$$= \{A \cdot n \cdot K \cdot (1 - \beta) \cdot G\} / \{(A^2 \cdot F^2 \cdot (n + D) + R^2) \cdot K^2 \cdot (1 - \beta)^2 \cdot G^2 + N_{CV}^2\}^{1/2} \quad (1-2)$$

$$= \{n \cdot K \cdot (1 - \beta) \cdot G\} / \{(F^2 \cdot (n + D) + R^2 / A^2) \cdot K^2 \cdot (1 - \beta)^2 \cdot G^2 + N_{CV}^2 / A^2\}^{1/2} \quad (1-3)$$

$$S = A \cdot n \cdot K \cdot (1 - \beta) \cdot G \text{ [mV]} \quad (2)$$

S : 信号出力値 (@ プロセッサ 103 出力段)

(計算簡略化のため、ベデスタルは0と仮定)

N CCD : CCD 109 で発生したノイズ量 (@ プロセッサ 103 出力段)

N CV : CCD ケーブル 120 + プロセッサ 103 で発生したノイズ量 (@ プロセッサ 103 出力段)

[パラメータ]

1) CCD 関連

・ $n [e / pixel]$: 画素毎に生成する信号電荷数 (CMD 増倍前)

($n = M \times (4.1 \times 10^9) \times \mu^2 \times \eta \times RA \times T [e / pixel / flame]$)

($M [lux]$: 板面照度、 μ : 画素サイズ、 η : 量子効率、 RA : 開口率、 T : 露光時間)

・ $A [倍]$: CMD 増倍率

・ $D [e / pixel / s]$: 画素毎に発生する暗電流

・ $R [e RMS]$: 読み出しノイズ (検出アンプノイズ)

・ $K [mV / e]$: 検出アンプ電荷電圧変換係数

・ $A [倍]$: CMD (Charge Multiplying Detector) 増倍率

・ F^2 : CMD Excess Noise Factor

2) CCD 以外

・ $\beta [\times 100 \ %]$: CCD ケーブル 120 信号減衰率

・ $G [倍]$: プロセッサゲイン ($G = \text{プロセッサ出力値} / \text{プロセッサ入力値}$)

・ $N_{cv} [mV]$: CCDケーブル 120 + プロセッサ 103 で発生するノイズ

(ゲインがかかった状態)

ここで、式 (1-2) 及び式 (2) の各パラメータに数値を代入し、CMD 増倍率を 1、3、10 倍と仮にした場合の板面照度と S/N の関係を図 22 に、板面照度と出力値の関係を図 23 にそれぞれ示す。また、図 22 の S/N (縦軸) は $S/N = 20 \times \log \{ \text{式 (1-2)} \}$ (デシベル単位) と計算される。

(効果)

特殊光モード (特殊光観察) を行う場合は、微弱な被写体像を CCD の CMD 増倍及び AGC 機能により一般的な CCD では撮像できない微弱な被写体像が撮像可能となる。また、この場合は、 S/N 及び出力値の向上が図られ、良好な画質 (高 S/N) 及び適切な明るさの観察画像を得ることができる。

なお、ROM 170 から出力される情報は、通常光 / 特殊光モード時におけるそれぞれにおける CCD 109 の CMD 増倍率の値の他に、内視鏡の種類、モニタ 105 の明るさ (プロセッサ 103 の出力値) 情報や CCD 109 の CMD 増倍率の画素毎バラツキの補正データ等をプロセッサ 103 に伝送しても良い。

また、内視鏡先端に 2 つの CCD を配設した 2 CCD 型にして、第 1 の CCD を通常光モード (通常光観察) 専用、第 2 の CCD を特殊光モード (特殊光観察) 専用にしても良い。その場合、第 2 の CCD は本実施例で示す CCD 109 を採用するが、第 1 の通常光モード専用 CCD は CCD 109 または一般的な CCD を採用しても良い

回転フィルタ 129 の特殊光モードに対応したフィルタを 3 枚としたが、3 枚に限定することなく 2 枚以下、あるいは、4 枚以上設けても良

い。

回転フィルタ 129 の特殊光モードに対応したフィルタは、紫外～青色領域を透過する特性を有するとしたが、紫外域のみ、青色域のみの特性波長を透過するフィルタとして自家蛍光撮像を行っても良い。

回転フィルタ 129 の特殊光モードに対応したフィルタの分光透過率特性は、紫外～青色領域としたが、可視域の特定波長として薬剤（HpD、ポルフィリン、NP e 6、ALA、m-THPC、ATX-S10、BPD-MA、ZnPC、SnET2等）を用いたPDD（光線力学的診断）の薬剤蛍光撮像としても良い。

回転フィルタ 129 の特殊光モードに対応したフィルタの分光透過率特性は、紫外～青色領域としたが、近赤外域の特定波長として薬剤（例えばインドシアニンググリーン誘導体標識抗体）を用いた薬剤蛍光撮像としても良い。

回転フィルタ 129 の特殊光モードに対応したフィルタの分光透過率特性は、紫外～青色領域としたが、可視～近赤外域の特定波長として、その反射光の撮像を行っても良い。尚、その場合はフィルタ 110 は設けなくても良い。

モード切替手段 135 は、プロセッサ 103 に設けたが、内視鏡 102 に設けても良い。

プロセッサ 103 は信号処理装置 104 と面順次光源装置 122 が一体となっているが、信号処理装置 104 と面順次光源装置 122 は別体としても良い。

（実施例 8）

この実施例は、通常光観察の場合には自動調光 + AGC を行い、特殊光観察の場合には CMD（固定値（手動）） + AGC（プロセッサ Gain UP） + 長時間露光、フル発光を行うようにしたものである。

実施例 7 では、通常光モード（通常光観察）と特殊光モード（特殊光観察）は、同じ露光時間であった。

この実施例 8 では、特殊光モード時は通常光モード時よりも露光時間を長くし、更に高 S/N 及び高出力値を実現しようとするものである。

（構成）

第 24 図は、回転フィルタの構成を示し、第 25 図は CCD 駆動の特殊光モード時のタイミングチャート、第 26 図は CCD の板面照度と S/N の関係（長時間露光）を示すグラフ、第 27 図は CCD の板面照度と出力電圧の関係（長時間露光）グラフである。

回転フィルタ 129A を含め、実施例 7 と共通である部分に関しては説明を省略する。

回転フィルタ 129A は、第 24 図に示すように、2 重構造になっており、内周部分と外周部分とに 2 組みのフィルタセット 133、134A が設けてある。内周側の第 1 フィルタセット 133 は、実施例 7 と同様に通常光モード（通常光観察）のための 133a、133b、133c の 3 枚のフィルタで構成されている。外周部分の第 2 のフィルタセット 134A は特殊光モード（特殊光観察）のための 134aA と 134c の 2 枚のフィルタで構成され、それぞれ観察目的に応じた分光透過率特性を有している。

本実施例では、フィルタ 134aA に自家蛍光の励起用フィルタ（紫外～青色領域）が搭載されており、フィルタ 134c は今回は搭載されていない（遮光されている）。また、回転フィルタ 129A の第 2 フィルタセット 134A は、第 24 図に示すように 3 つの領域 R2、G2、B2 に（便宜上）分けられている。フィルタ 134aA は、R2 のほぼ全領域と、G2 のほぼ半分の領域からなり、また、フィルタ 134c は B2 領域のほぼ半分の領域からなり、扇状の形状を有し、周方向に沿っ

て配列されている。また、フィルタ 1 3 4 a A 及び 1 3 3 c 以外は遮光部となっており、C C D 1 0 9 遮光期間（読み出し期間）となっている。制御手段 1 2 1 は、モード切替手段 1 3 5 の指令に基づき、選択されているモード（通常光／特殊光）で異なる C C D 駆動を行うよう C C D 駆動手段 1 1 1 を制御するようになっている。

第 2 5 図は、C C D 駆動の特殊光モード時におけるタイミングチャートを示し、回転フィルタ 1 2 9 A の第 2 のフィルタセット（外周側）に対する露光期間／遮光期間（読み出し期間）と、その場合における C C D 1 0 9 に対する感度制御パルス ϕ C M D、垂直転送パルス ϕ I A G、水平転送パルス ϕ S R 及び C C D 出力信号の関係を示す。また、回転フィルタの動作 R 2、G 2、B 3 は、上述した回転フィルタ 1 2 9 A の 3 つの領域 R 2、G 2、B 2 にそれぞれ対応する。感度制御パルス ϕ C M D、垂直転送パルス ϕ I A G、水平転送パルス ϕ S R は、G a t e が O N 時にのみ露光時間の後の遮光期間（読み出し期間）に C C D 感度制御手段 1 1 2 及び C C D 駆動手段 1 1 1 から出力され、C C D 1 0 9 からの出力信号を得る。

つまり実施例 8 では、G a t e は回転フィルタ 1 2 9 A の動作が G 2 及び B 2 時のみに O N となり、各制御パルスが出力され C C D 1 0 9 出力信号が得られる。一方、回転フィルタ 1 2 9 A の動作が R 2 のときは、G a t e は O F F のため、C C D 1 0 9 出力信号は得られないようになっている。従って、露光時間は、R 2 期間と G 2 の露光期間を合わせた期間となり、実施例 7 に対してほぼ 3 倍の長時間露光となる。また、G 2 の遮光部で C C D 1 0 9 で読み出された信号は同時化手段 1 6 3 a と 1 6 3 b の画像メモリに同一信号が出力され、B 2 の遮光部で C C D 1 0 9 で読み出された信号は同時化手段 1 6 3 c の画像メモリに出力される。尚、通常光モード時は、G a t e は常に O N となっており、第 1 の

フィルタセット 1 3 3 a、1 3 3 b、1 3 3 c の露光後に C C D 1 0 9 の読み出しを行っている。

(作用)

特殊光モード時の作用を説明する。通常光モード時の作用は実施例 7 と同様である。

ランプ 1 2 7 から照射された励起光(本実施例では紫外～青色光領域)が第 2 フィルタセット 1 3 4 A を通ることにより、本実施例ではフィルタ 1 3 4 a A を通った励起光のみが生体組織に間欠的に照射される。フィルタ 1 3 4 c は本実施例では照射されない。フィルタ 1 3 4 a A の照射時間は実施例 7 に対して概ね 3 倍である。C C D 1 0 9 では、第 2 フィルタセットフィルタ 1 3 4 a A からの励起光が生体組織に照射されている期間に C C D 1 0 9 で受光及び蓄積された信号電荷を、G 2 の遮光期間(読み出し期間)に読み出しを行い、得られた出力信号は信号処理手段 1 1 4 に入力される。信号処理手段 1 1 4 では、G 2 で読み出された信号が処理され、モニタ 1 0 5 に特殊光観察画像が表示される。ここで、C C D 1 0 9 の長時間露光及び C M D 増倍率を大きくした場合に、モニタ 1 0 5 に表示される観察画像(本実施例では自家蛍光画像)の S / N 及び明るさについて説明する。

実施例 8 では露光時間 T' を実施例 1 の露光時間 T の約 3 倍の露光時間とする。また、C C D 1 0 9 の C M D 増倍率を 3、10 倍とする。その場合に得られる板面照度と S / N 及び出力値の関係を図 2 6 及び図 2 7 に示す

C C D 1 0 9 の C M D 増倍率を一定にして長時間露光(照射)を行うことにより、S / N 及び出力値が向上することが分かる。そして、C M D 増倍率を大きくし、かつ、長時間露光により、更に S / N 及び出力値が向上することが分かる。

(効果)

特殊光モード（特殊光観察）を行う場合には、微弱な被写体を C C D の C M D 増倍、露光時間の延長及び A G C 機能により、一般的な C C D では撮像できな微弱な被写体像が撮像可能となる。また、S / N 及び出力値の向上が図られ、良好な画質（高 S / N）及び適切な明るさの観察画像を得ることができる。

R O M 1 7 0 から出力される情報は、通常光／特殊光モード時におけるそれぞれにおける C D 1 0 9 の C M D 増倍率の値の他に、内視鏡の種類、モニタ 1 0 5 の明るさ情報（プロセッサ 1 0 3 の出力値）や C C D 1 0 9 の C M D 増倍率の画素毎バラツキの補正データ等をプロセッサ 1 0 3 に伝送しても良い。

内視鏡先端に 2 つの C C D を配設した 2 C C D 型にして、第 1 の C C D を通常光モード（通常光観察）専用、第 2 の C C D を特殊光モード（特殊光観察）専用にしても良い。その場合、第 2 の C C D は本実施例で示す C C D 1 0 9 を採用するが、第 1 の通常光モード専用 C C D は C C D 1 0 9 または一般的な C C D を採用しても良い。

本実施例では、回転フィルタ 1 回転の内、C C D 読み出しを 2 回行っているが、G a t e を R 2、G 2、B 2 の中で 1 回だけにしても良い。その場合、露光時間は実施例 1 に対して最大 5 倍程度まで延長できる。回転フィルタ 1 2 9 A の特殊光モードに対応したフィルタを 2 枚としたが、2 枚に限定することなく 1 枚でも良い。

回転フィルタ 1 2 9 A の特殊光モードに対応したフィルタは、紫外～青色領域を透過する特性を有するとしたが、紫外域のみ青色域のみの特性波長を透過するフィルタとして自家蛍光撮像を行っても良い。

回転フィルタ 1 2 9 の特殊光モードに対応したフィルタの分光透過率特性は紫外～青色領域としたが、可視域の特定波長として薬剤（H p D、

ポルフィリン、N P e 6、A L A、m-T H P C、A T X-S 1 0、B P D-M A、Z n P C、S n E T 2 等）を用いた P D D（光線力学的診断）の薬剤蛍光撮像としても良い。

回転フィルタ 1 2 9 A の特殊光モードに対応したフィルタの分光透過率特性は、紫外～青色領域としたが、近赤外域の特定波長として薬剤（例えばインドシアニンググリーン誘導体標識抗体）を用いた薬剤蛍光撮像としても良い。

回転フィルタ 1 2 9 A の特殊光モードに対応したフィルタの分光透過率特性は、紫外～青色領域としたが、可視～近赤外域の特定波長として、その反射光の撮像を行っても良い。尚、その場合はフィルタ 1 1 0 は設けなくても良い。

モード切替手段 1 3 5 は、プロセッサ 1 0 3 に設けたが、内視鏡 1 0 2 に設けても良い。

プロセッサ 1 0 3 は信号処理装置 1 0 4 と面順次光源装置 1 2 2 が一体となっているが、信号処理装置 1 0 4 と面順次光源装置 1 2 2 は別体としても良い。

（実施例 9）

この実施例は、通常光観察は、及び、特殊光観察は C M D 増倍率を自動可変にしたものである。

実施例 7 では C C D の C M D 増倍率は固定値であり、C M D 増倍率の調整は手動で行っていた。また、モニタの明るさを適切にするためには、A G C 機能により C C D の出力信号を電氣的に増幅して調整していた。

（構成）

第 2 8 図は内視鏡装置の機略の構成を示すブロック図、第 2 9 図は信号処理手段を構成するプレ信号処理手段を示すブロック図である。

第 17 図と共通部分に関しては説明を省略する。

実施例 7 で内蔵されていた A G C 回路 145、絞り 123、絞り制御手段 124 は、実施例 9 では省かれている。

測光手段 142 は、1 画面分の C C D 109 出力信号の平均値を算出し、制御手段 121 を介して C C D 感度制御手段 112 に出力する。C C D 感度制御手段 112 は、C C D 109 の出力信号が設定された値になる C M D 増倍率に相当するパルス数が計算され、C C D 109 の遮光期間（読み出し期間）に同期して C C D 109 に計算された数のパルスを出力する。

（作用）

ユーザーは、モード切替手段 135 を構成する例えばモード切替スイッチを操作することにより、所望のモード（通常光／特殊光モード）を選択する。面順次光源装置 122 A からは、選択されたモードに対応して回転フィルタ切替機構 131 により回転フィルタ 129 が動作し、モードに対応した照明光が回転フィルタ 129 を介してライトガイド 115 の後端面入射され、生体組織に照明光が順次照射される。尚、面順次光源装置 122 A には絞りは内蔵されていないため、内視鏡 102 先端から照射される照明光強度は一定である。

生体組織から、通常光モード時は面順次反射光（赤、青、緑）、特殊光モード時は例えば自家蛍光のような特殊光を C C D 109 で撮像した映像信号は信号処理手段 114 A に入力される。信号処理手段 114 A では、C C D 109 からの出力信号が処理され、モニタ 105 に観察画像が表示される。

ある明るさを持った被写体（生体組織）を C C D 109 で撮像すると、C C D 109 の C M D 増倍率に応じて S / N（図 22）及び出力値（図 23）が得られる。測光手段 142 で 1 画面分の C C D 109 出力信号

の平均値が算出され制御手段 121 を介して CCD 感度制御手段 112 に出力される。CCD 感度制御手段 112 では出力信号がユーザーが任意に設定したモニタ 105 の明るさとなる CCD 109 の CMD 増倍率に相当するパルス数が計算され、CCD 感度制御手段 112 から CCD 109 に出力される。つまり、プロセッサ 103A の出力値が設定値よりも小さい場合は CCD 109 の CMD 増倍率は大きくなり、プロセッサ 103A の出力値が設定値よりも大きい場合は CCD 109 の CMD 増倍率が小さくなるように自動制御される。そのため、ユーザーは、自身が任意の値に設定したモニタ 105 の明るさの画像を常に観察することができる。

また、特に被写体が微弱光の場合は、自動的に CCD 109 の CMD 増倍率が大きくなるため、例えば図 22 から分かるように CMD 増倍率が小さい場合に比べて CMD 増倍率が大きくなるに従い S/N が向上するため、良好な観察画像を得ることができる。

尚、プロセッサ 103A 出力段からの出力信号を CCD 109 の CMD 増倍率を大きくすることにより出力信号を増幅させているため、CCD 109 からの出力信号を電氣的に増幅することに比べてノイズの影響が少なく、それにより更に高 S/N の画像が得られる。

(効果)

被写体の明るさに応じて CCD の CMD 増倍率を自動的に制御することにより、良好な画質（高 S/N）及び適切な明るさの観察画像を得ることができる。また、光源装置の構成を簡略化することができる。

なお、この実施例における追加、変形例等は、実施例 7 と同様である。

本実施例では、通常光／特殊光モード時は、モニタ 105 の明るさを一定にするために CCD 109 の CMD 増倍率を変化させたが、通常光モード時は実施例 1 と同様に光源の絞りを制御して生体組織への照射強

度を変化させる構成にしても良い。

(実施例 10)

本実施例は、通常光観察及び、特殊光観察は C M D 増倍率を自動可変にし、特殊光観察は長時間露光を行うものである。

実施例 9 では、通常光モード（通常光観察）と特殊光モード（特殊光観察）は、同じ露光時間であった。

これに対し実施例 10 では、特殊光モード時は、通常光モード時よりも露光時間を長くし、実施例 9 よりも更に高い S / N を実現するものである。

そのため、第 24 図に示す如く回転フィルタ（第 2 フィルタセット）を構成し、また特殊光モード時に C C D 駆動のタイミングを第 25 図に示す如く設定している。

(構成)

実施例 9 と共通である部分に関しては説明を省略する。

この実施例 10 において実施例 9 と異なるのは、回転フィルタ 129 A の構成と、特殊光モード時の C C D 駆動のタイミングのみである。

(作用)

特殊光モード時の作用を説明する。通常光モード時の作用は実施例 9 と同様である。

ランプ 127 から照射された励起光（本実施例では紫外～青色光領域）が、第 2 フィルタセット 134 A を通ることにより、本実施例ではフィルタ 134 a A を通った励起光が生体組織に間欠的に照射される。照射時間（露光時間）は、実施例 9 の約 3 倍である。フィルタ 134 c は本実施例では照射されない。C C D 109 は、励起光が生体組織に照射されている期間に撮像した自家蛍光を受光し、蓄積された信号電荷を G 2 の遮光期間（読み出し期間）に読み出しを行い、得られた出力信号は信

号処理手段 1 1 4 A に入力される。信号処理手段 1 1 4 A は、信号処理がなされ、モニタ 1 0 5 に特殊光観察画像が表示される。

ここで、CCD 1 0 9 の長時間露光及び CMD 増倍率を大きくした場合の、モニタ 1 0 5 に表示される観察画像（本実施例では自家蛍光画像）の S/N 及び明るさについて説明する。

実施例 1 0 では、露光時間 T' を実施例 9 の露光時間 T の約 3 倍の露光時間とする。また、CCD 1 0 9 の CMD 増倍率を 3 倍、1 0 倍とする。その場合に得られる板面照度と S/N 及び出力値の関係を第 2 6 図及び第 2 7 図に示す。

ある明るさを持った被写体（生体組織）を CCD 1 0 9 で露光時間を延長して撮像すると、CCD 1 0 9 の CMD 増倍率に応じて、S/N（図 2 6）及び出力値（図 2 7）が得られる。同じ CMD 増倍率で比較すると、露光時間を延長した方が、実施例 9 に比べて S/N 及び出力値が大きいことが分かる。測光手段 1 4 2 で 1 画面分の CCD 1 0 9 出力信号の平均値が算出され、制御手段 1 2 1 を介して CCD 感度制御手段 1 1 2 に出力され、CCD 感度制御手段 1 1 2 では出力信号がユーザーが任意に設定した一定の明るさとなる CCD 1 0 9 の CMD 増倍率に相当するパルス数が計算され、CCD 感度制御手段 1 1 2 から CCD 1 0 9 に出力される。つまり、プロセッサ 1 0 3 A の出力値が設定値よりも小さい場合は CCD 1 0 9 の CMD 増倍率は大きくなり、プロセッサ 1 0 3 A の出力値が設定値よりも大きい場合は CCD 1 0 9 の CMD 増倍率が小さくなるように自動的に制御される。そのため、ユーザーが任意の値に設定したモニターの明るさの観察画像を常に観察することができる。

また、特に被写体が微弱光の場合は、自動的に CCD 1 0 9 の CMD 増倍率が大きくなるため、例えば第 2 6 図からも分かるように CMD 増倍が小さい場合に比べて CMD 増倍率を大きくし、かつ、長時間露光を

行った方が S/N が大幅に向上することが分かる。

尚、プロセッサ 103A 出力段からの出力信号を CCD 109 の CMD 増倍率を大きくすることにより出力信号を増幅させているため、CCD 109 からの出力信号を電氣的に増幅することに比べてノイズの影響が少なく、それにより更に高 S/N の画像が得られる。

(効果)

特殊光モード（特殊光観察）を行う場合には、微弱光の大きさに応じて CCD の CMD 増倍率を自動的に制御することにより、良好な画質（高 S/N ）及び適切な明るさの観察画像を得ることができる。また、露光時間の延長により更に高 S/N の観察画像を得ることが出来る。また、光源装置の構成を簡略化することができる。

この実施例の追加、変形例等は、実施例 8 と同じである。

本実施例では、通常光／特殊光モード時は、モニタ 105 の明るさを一定にするために CCD 109 の CMD 増倍率を制御させたが、通常光モード時は実施例 1 と同様に光源の絞りを制御して生体組織への照射強度を変化させる構成にしても良い。

なお、上述した各実施の形態等を部分的等で組み合わせる等して構成される実施の形態等も本発明に属する。

〔産業上の利用可能性〕

以上説明したように本発明によれば、内視鏡の種類によらず適正な明るさの観察画像が得られ、また、固体撮像素子の感度を制御する手段は感度制御パルスの振幅とパルス数で感度を自由に制御でき、この感度の制御により、増倍に伴うノイズの発生もなく、冷却も不要で高感度の固体撮像素子の実現できるため、画質が良く挿入性の優れた内視鏡を実現することができる。また、前記感度制御手段は、内視鏡の種類あるいは

固体撮像素子毎の特性に応じて前記固体撮像素子の感度を設定でき、内視鏡の種類あるいは固体撮像素子毎の特性によらず適正な明るさの観察画像が得られる。

請求の範囲

1. 複数のパルス状の駆動信号を供給することにより電子増倍率を変え感度を可変可能にした固体撮像素子を有する内視鏡と、

前記固体撮像素子からの出力信号を処理する信号処理装置と、

前記固体撮像素子が被写体像を結像するために、被写体に光を照射する光源装置と、

感度制御パルスを変えて前記固体撮像素子に供給して固体撮像素子の電子増倍率を制御する感度制御手段と、

を備えたことを特徴とする内視鏡装置。

2. 複数のパルス状の駆動信号を供給することにより電子増倍率を変え感度を可変可能にした固体撮像素子を有する内視鏡と、

前記固体撮像素子からの出力信号を処理する信号処理装置と、

白色光及び特定波長領域の特殊光を強度可変に被写体に照射する光源装置と、

前記白色光による通常光モードによる観察と、前記特定波長領域の特殊光による特殊光モードによる観察とを切り換える手段と、

感度制御パルスを変えて前記固体撮像素子に供給して固体撮像素子の電子増倍率を制御する感度制御手段と、

を備えたことを特徴とする内視鏡装置。

3. 複数のパルス状の駆動信号を供給することにより電子増倍率を変え感度を可変可能にした固体撮像素子を有する内視鏡と、

前記固体撮像素子が被写体像を結像するために、被写体に光を順次照射する面順次光源装置と、

感度制御パルスを変えて前記固体撮像素子に供給して固体撮像素子の電子増倍率を制御する感度制御手段と、

前記固体撮像素子からの出力信号を信号処理するプレ信号処理手段、このプレ信号処理手段から出力された面順次信号を同時化する面順次信号同時化手段、この同時化手段の出力信号を信号処理してテレビジョン信号を生成するポスト信号処理手段を有する信号処理手段と、

を備えたことを特徴とする内視鏡装置。

4. 前記感度制御手段は、指定手段からの指定信号、接続した内視鏡から供給され当該内視鏡の特徴を表す情報信号、前記光源装置の動作情報信号、固体撮像素子の駆動条件を示す信号、前記信号処理装置からの出力信号の少なくとも何れか一つに応じて制御されることを特徴とする請求の範囲1又は2に記載の内視鏡装置。

5. 前記感度制御手段は、通常光モードによる観察と、特殊光モードによる観察とで異なった制御が行われることを特徴とする請求の範囲2に記載の内視鏡装置。

6. 前記感度制御手段は、前記固体撮像素子に供給するパルス状信号のパルス数、パルス波形の少なくとも何れか一方が設定されていることを特徴とする請求の範囲1又は2に記載の内視鏡装置。

7. 前記接続した内視鏡の特徴を表す情報とは、内視鏡のレンズ絞り、ライトガイド本数の少なくとも何れかであることを特徴とする請求の範囲4に記載の内視鏡装置。

8. 前記光源装置の動作情報は、ランプの光量に基づいた情報、絞りに基づいた情報の少なくとも何れかであることを特徴とする請求の範囲4に記載の内視鏡装置。

9. 固体撮像素子の駆動条件は、電子シャッタに基づいて情報、撮像レートに基づいた情報の少なくとも何れかであることを特徴とする請求の範囲4に記載の内視鏡装置。

10. 感度制御手段は、接続した内視鏡の特徴を表す情報を、入力手段

から入力した内視鏡の特徴を表す情報信号によって制御されることを特徴とする請求の範囲 1 又は 2 に記載の内視鏡装置。

1 1. 信号処理手段は、前記固体撮像素子からの出力信号が設定値よりも低いときには信号ゲインを増幅する手段を有していることを特徴とする請求の範囲 1 又は 2 に記載の内視鏡装置。

1 2. 感度制御手段は、信号処理装置内に設けられ、前記内視鏡の種類あるいは固体撮像素子毎の特性に応じて前記固体撮像素子の感度が設定されていることを特徴とする請求の範囲 1 又は 2 に記載の内視鏡装置。

1 3. 光源装置は、絞り羽による光量調節機構を有していることを特徴とする請求の範囲 1 又は 2 に記載の内視鏡装置。

1 4. 光源装置は、面順次に光を被写体に照射するものであって、特殊光モードによる観察の際は露光時間を通常光モード時よりも長くしたことを特徴とする請求の範囲 2 に記載の内視鏡装置。

1 5. 特殊光モードによる観察は、自家蛍光観察、薬剤蛍光観察、赤外蛍光観察、特定波長の反射光観察の少なくとも何れか一つであることを特徴とする請求の範囲 2 に記載の内視鏡装置。

1 6. 光源装置は、特殊光モードによる観察の時には、紫外～青色領域の光を、紫外領域の光、青色領域の光、P D D 薬剤に対応した可視領域の特定波長の光、可視～近赤外域の特定波長の光、赤外蛍光に対応した近赤外領域の特定波長の光、の少なくとも何れか一つであることを特徴とする請求の範囲 2 に記載の内視鏡装置。

1 7. 内視鏡は、面順次式であることを特徴とする請求の範囲 1 又は 2 に記載の内視鏡装置。

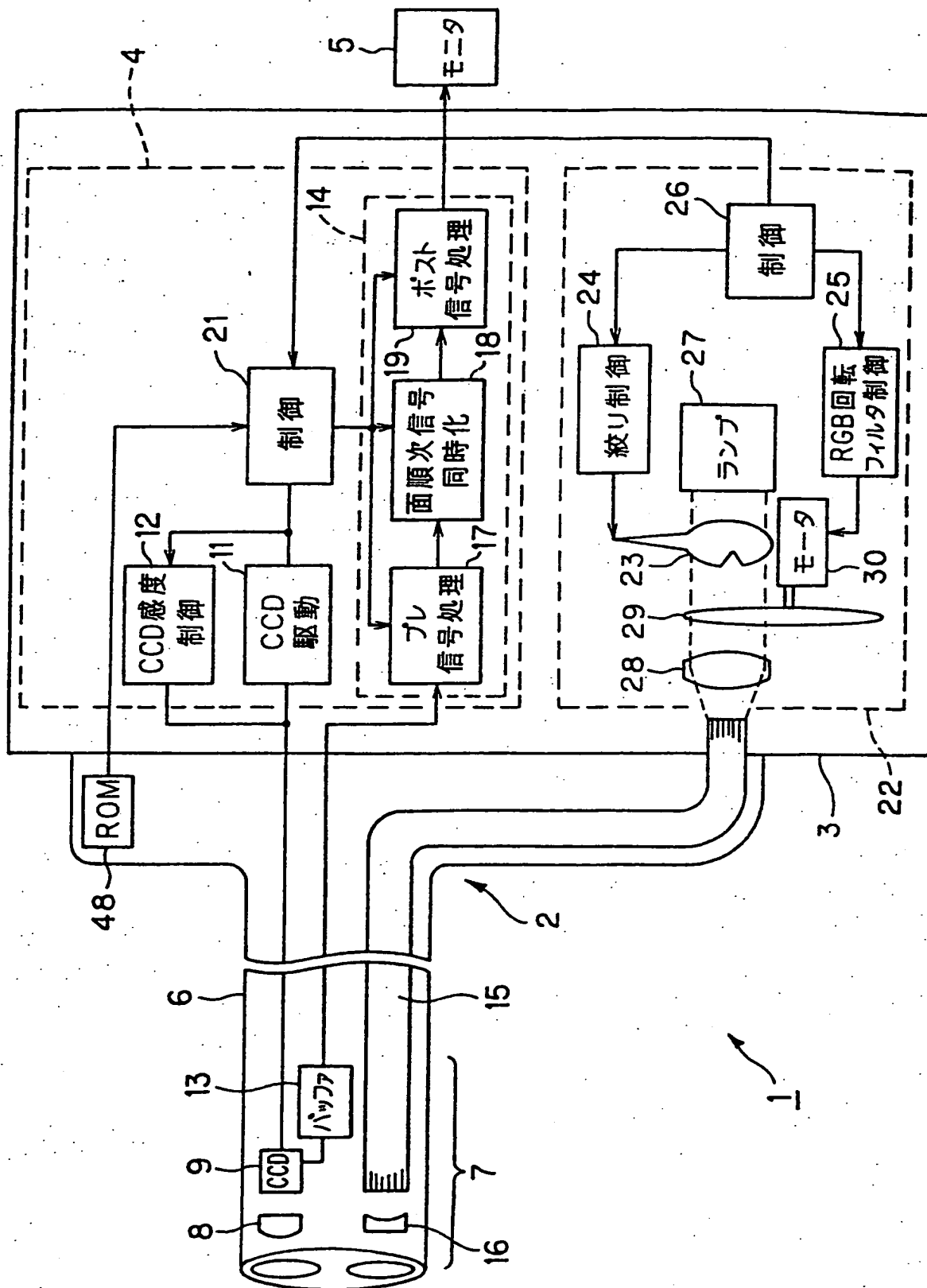
1 8. 内視鏡は、先端に 2 つの固体撮像素子を内设し、その一方は通常光による撮像を行う電子増倍機能を有しない固体撮像素子であり、他方は、特殊光による撮像を行う電子増倍機能を有する固体撮像素子である

ことを特徴とする請求の範囲 2 に記載の内視鏡装置。

19. 内視鏡は、先端に 2 つの固体撮像素子を内設し、その一方は通常光による撮像を行う固体撮像素子であり、他方は、特殊光による撮像を行う固体撮像素子であることを特徴とする請求の範囲 2 に記載の内視鏡装置。

1 / 28

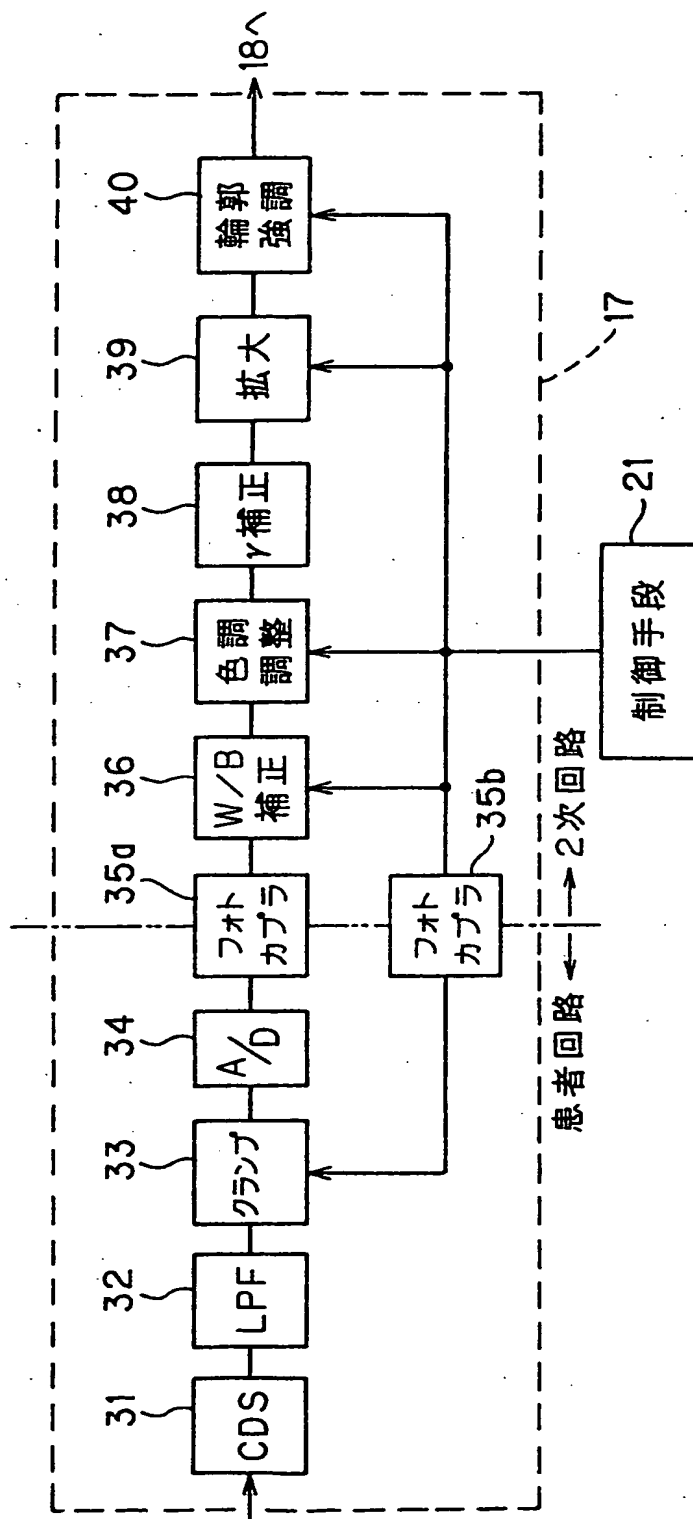
第 1 図



This Page Blank (uspto)

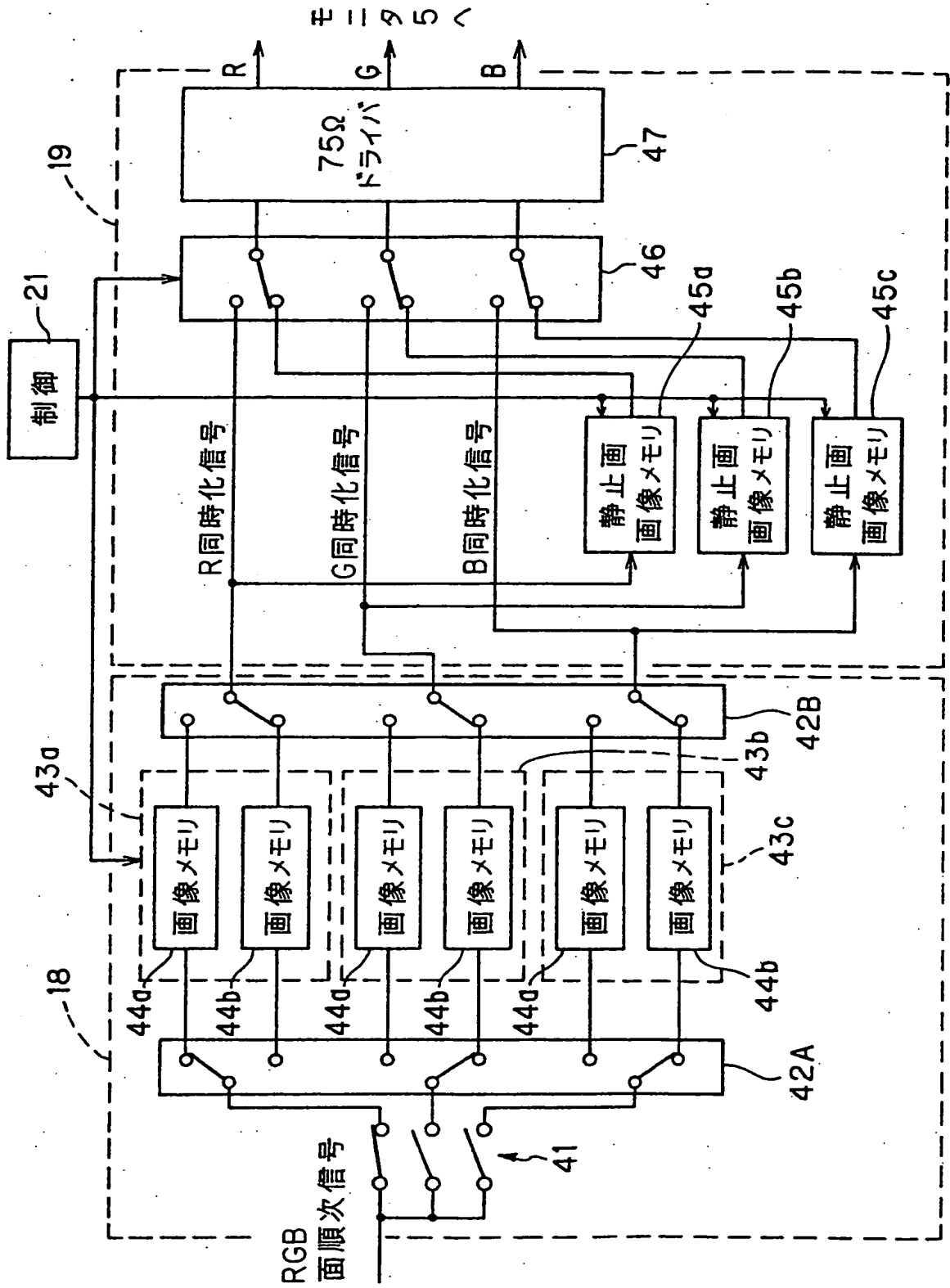
2 / 28

第 2 図



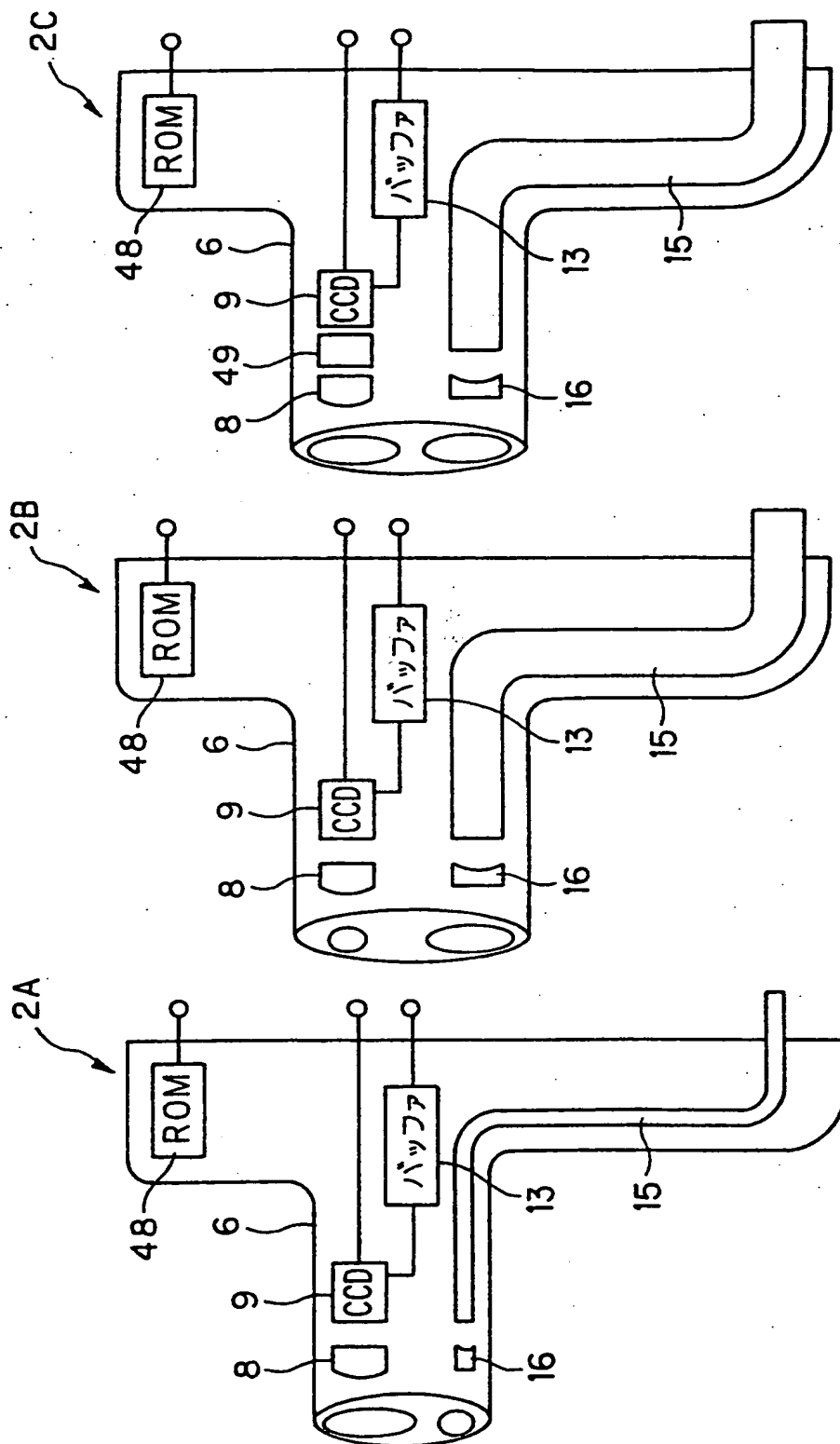
This Page Blank (uspto)

3/28
第3図



This Page Blank (uspto)

第 4 図



This Page Blank (uspto)

5 / 28

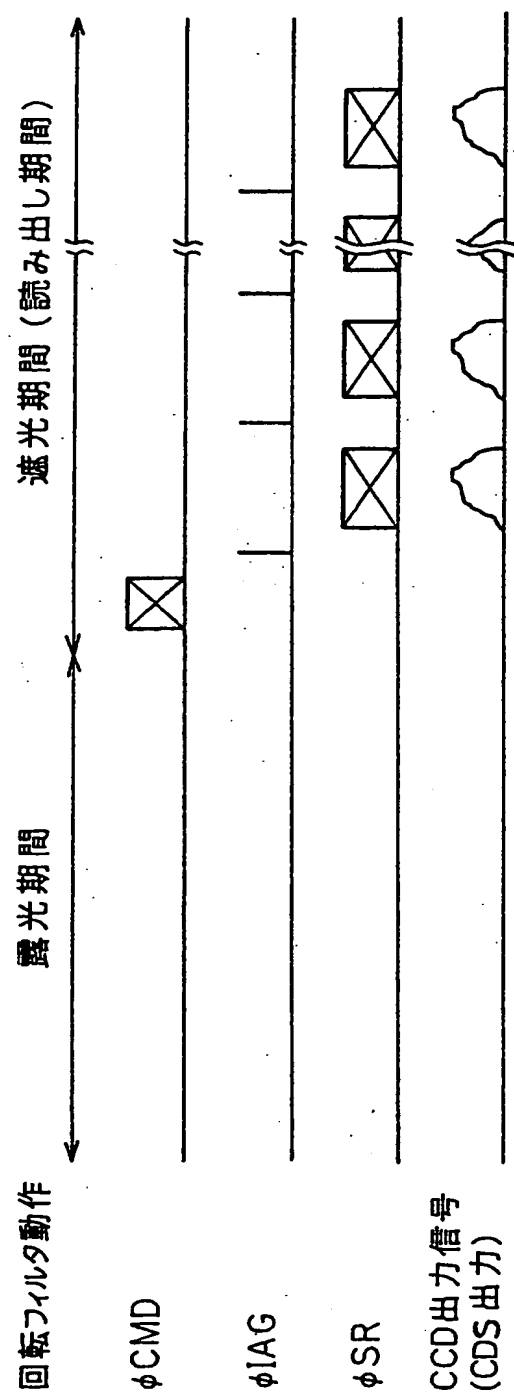
第 5 図

	用途	ライトガイド本数	レンズ絞り値	φCMDパルス数 (必要感度)
内視鏡2	通常観察(太径)	6000本	f = 5.6	0 (×1.0)
内視鏡2A	通常観察(細径)	3000本	f = 5.6	70 (×2.0)
内視鏡2B	通常観察 (被写界深度大)	6000本	f = 8.0	70 (×2.0)
内視鏡2C	特殊観察 (蛍光観察)	6000本	f = 5.6	392 (×50)

This Page Blank (uspto)

6 / 28

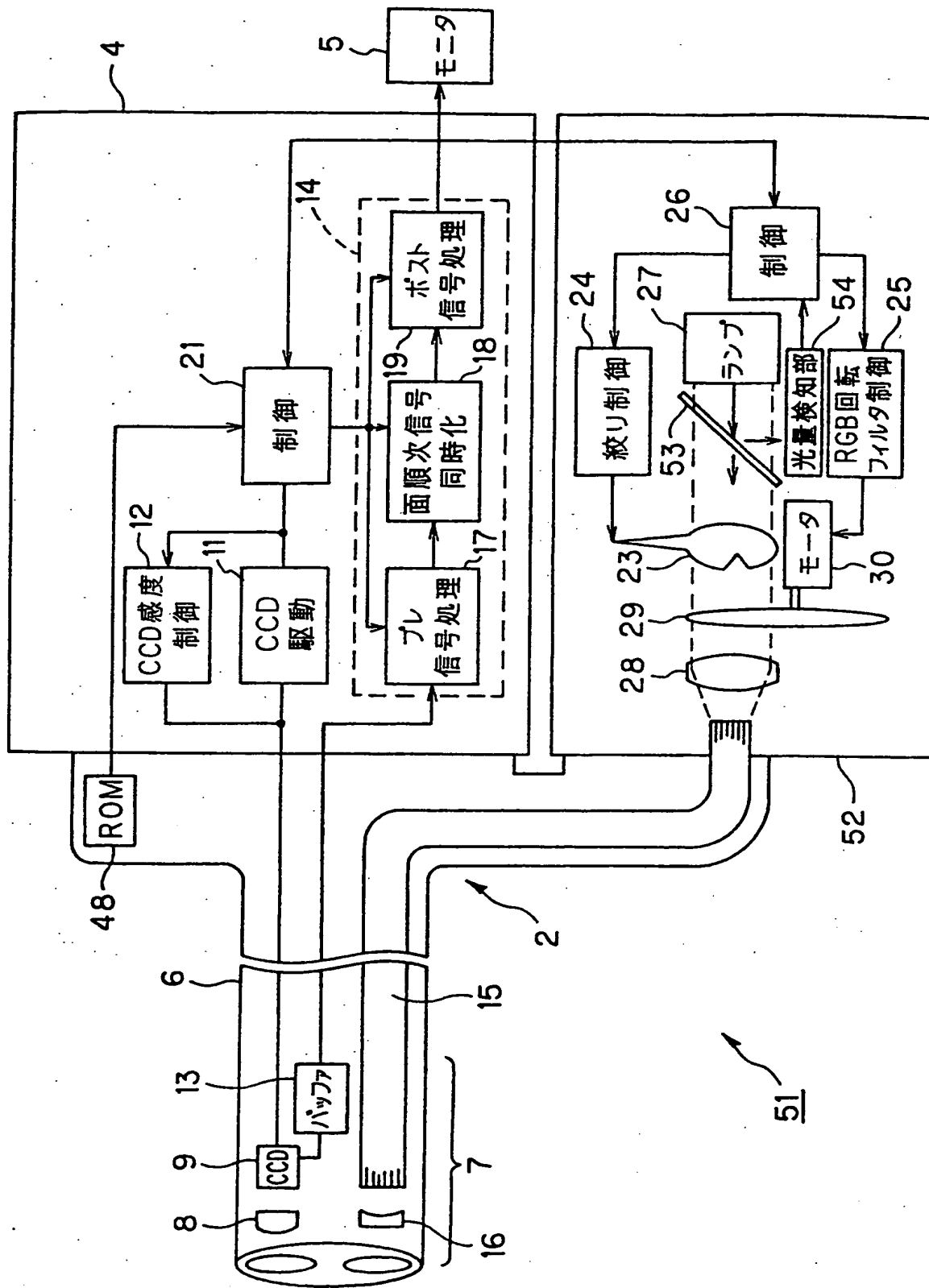
第 6 図



This Page Blank (uspto)

7/28

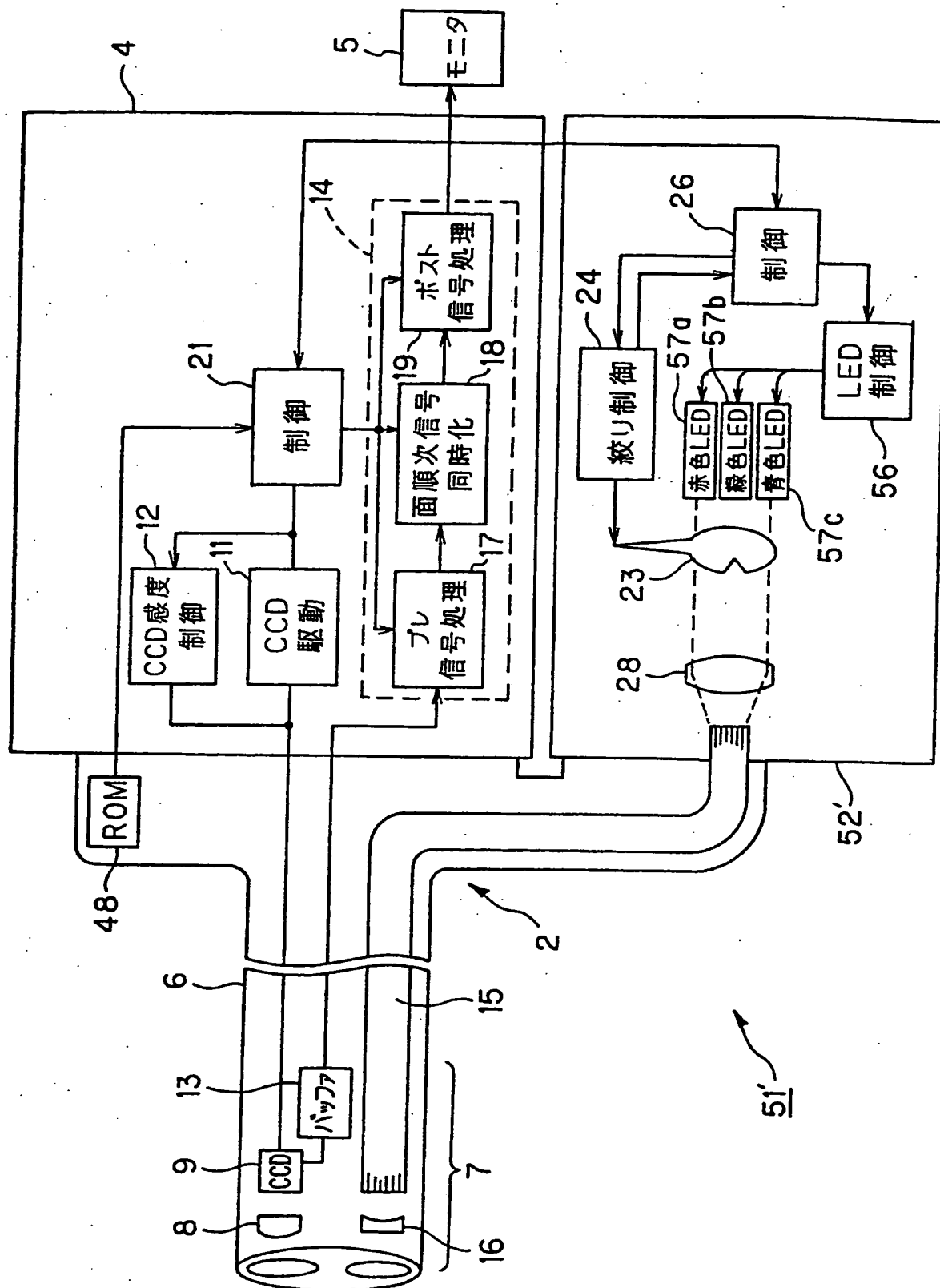
第 7 図



This Page Blank (uspto)

8/28

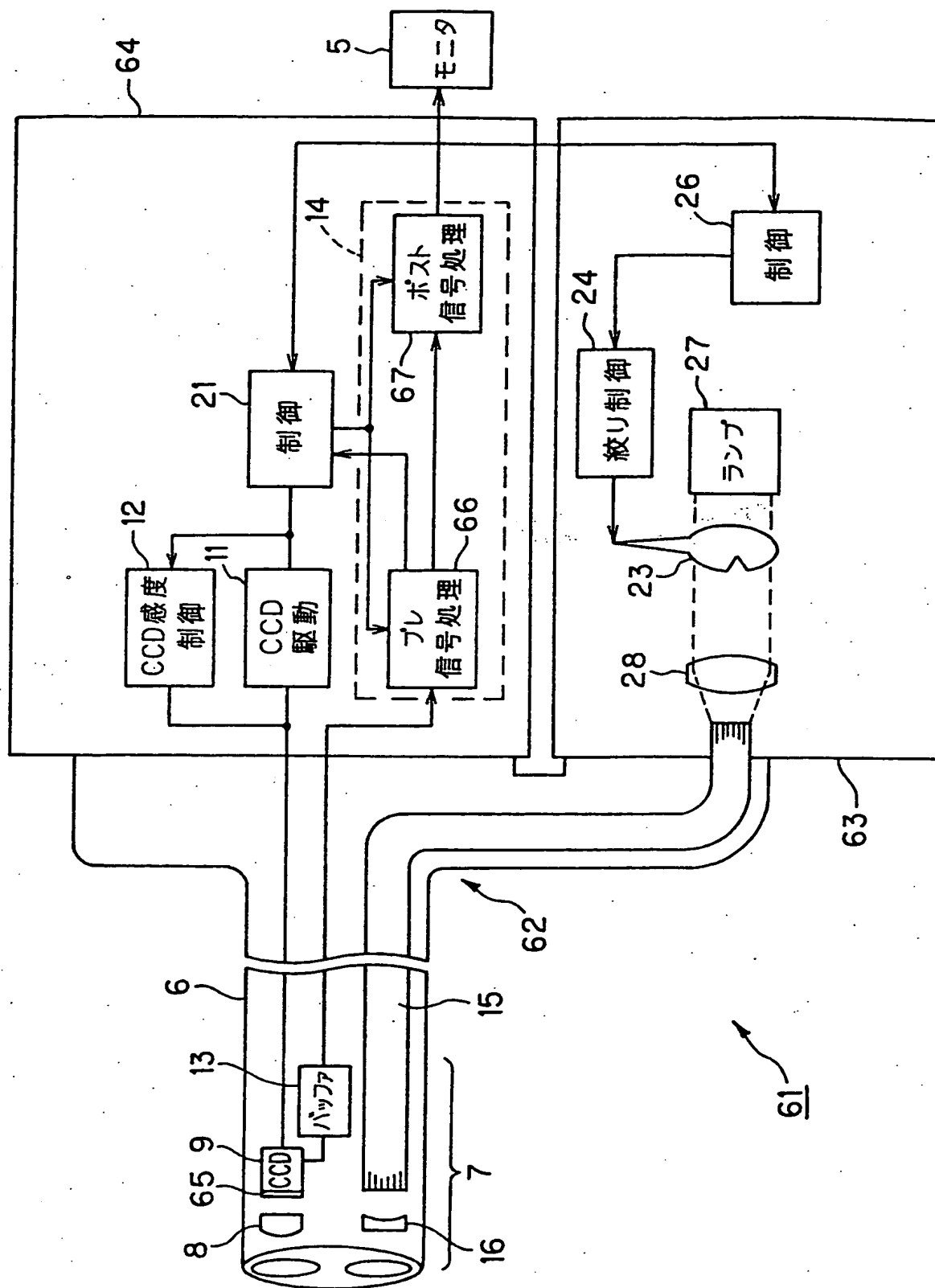
第 8 図



This Page Blank (uspto)

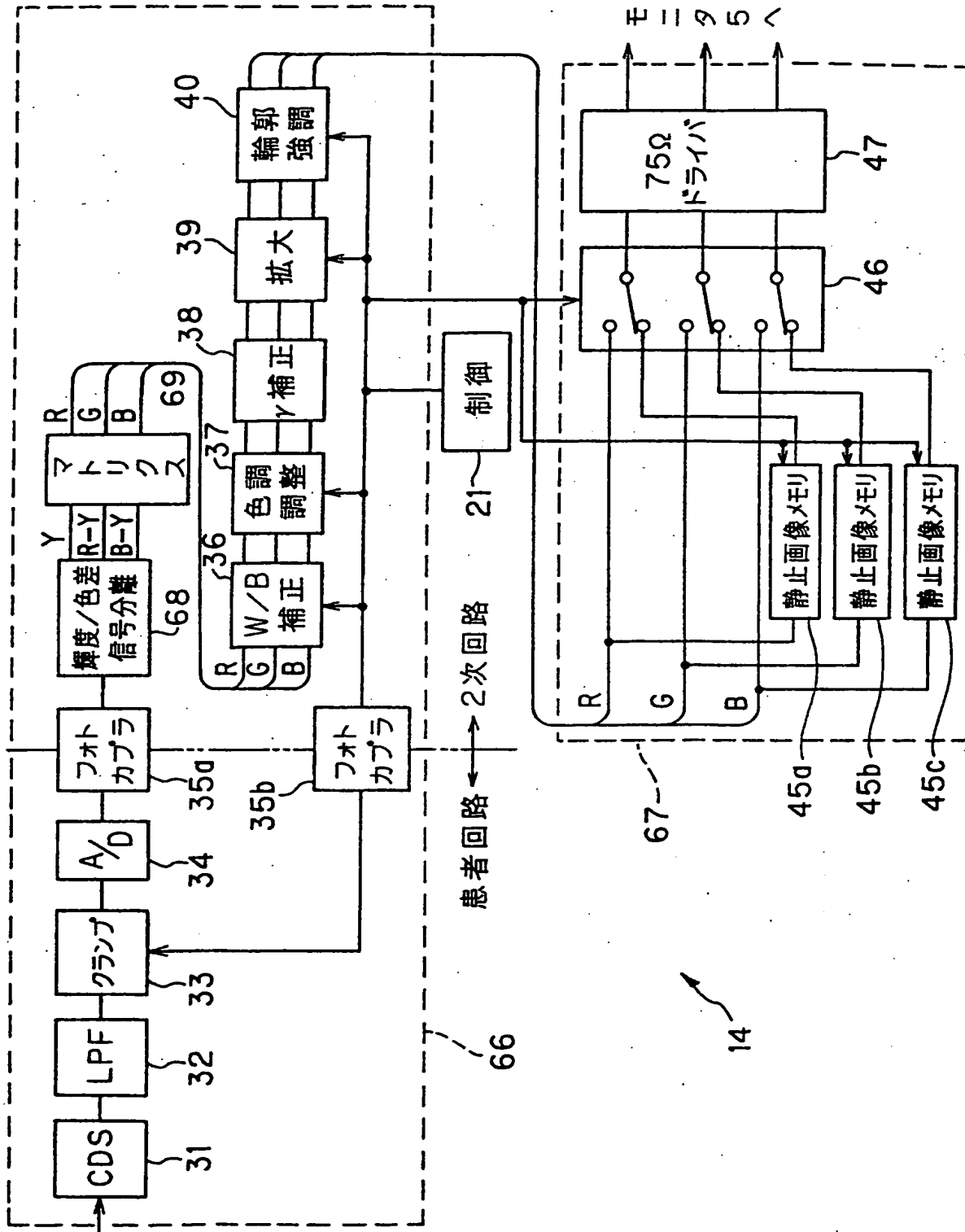
9 / 28

第 9 図



This Page Blank (uspto)

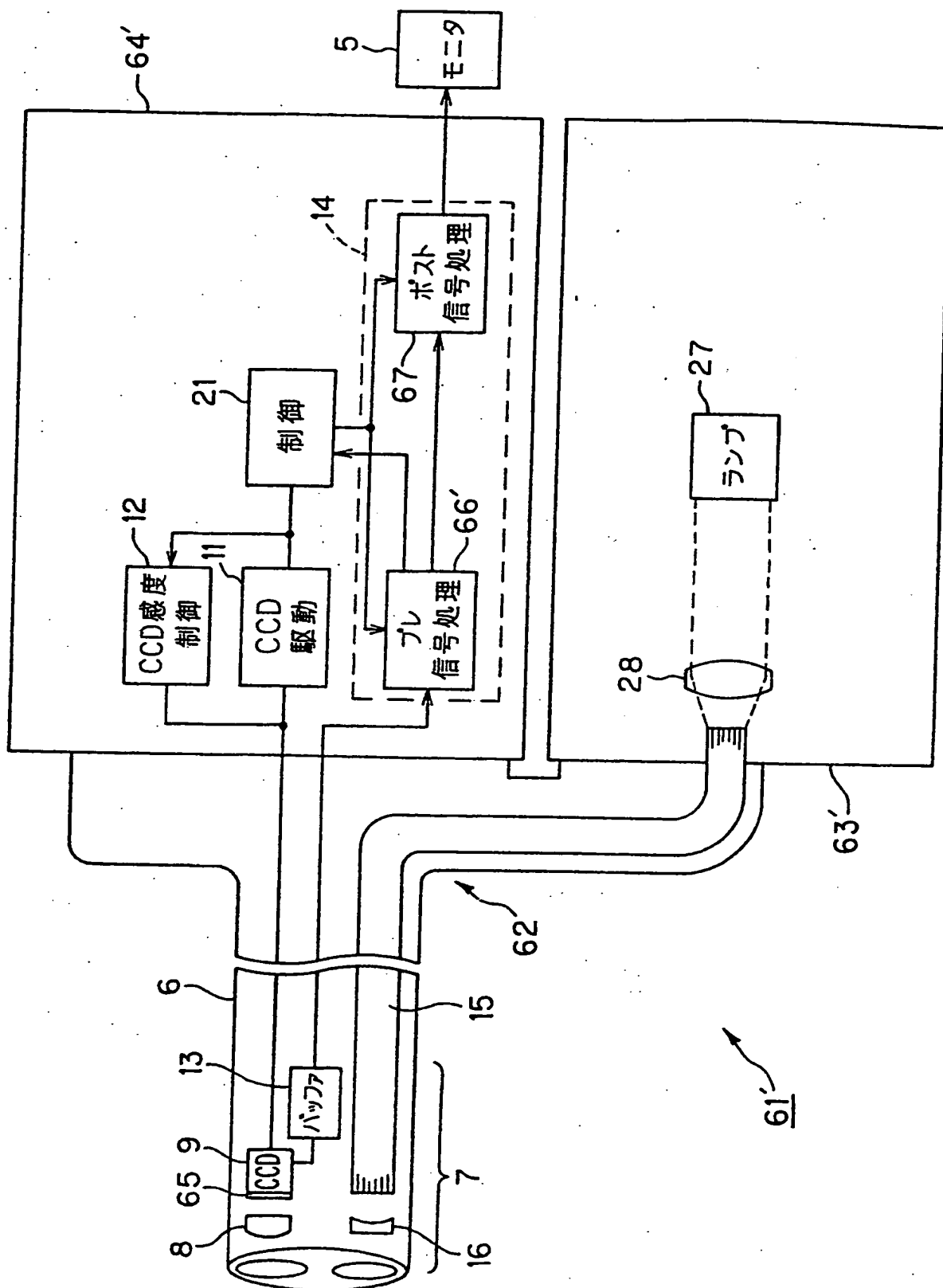
第10図



This Page Blank (uspto)

11 / 28

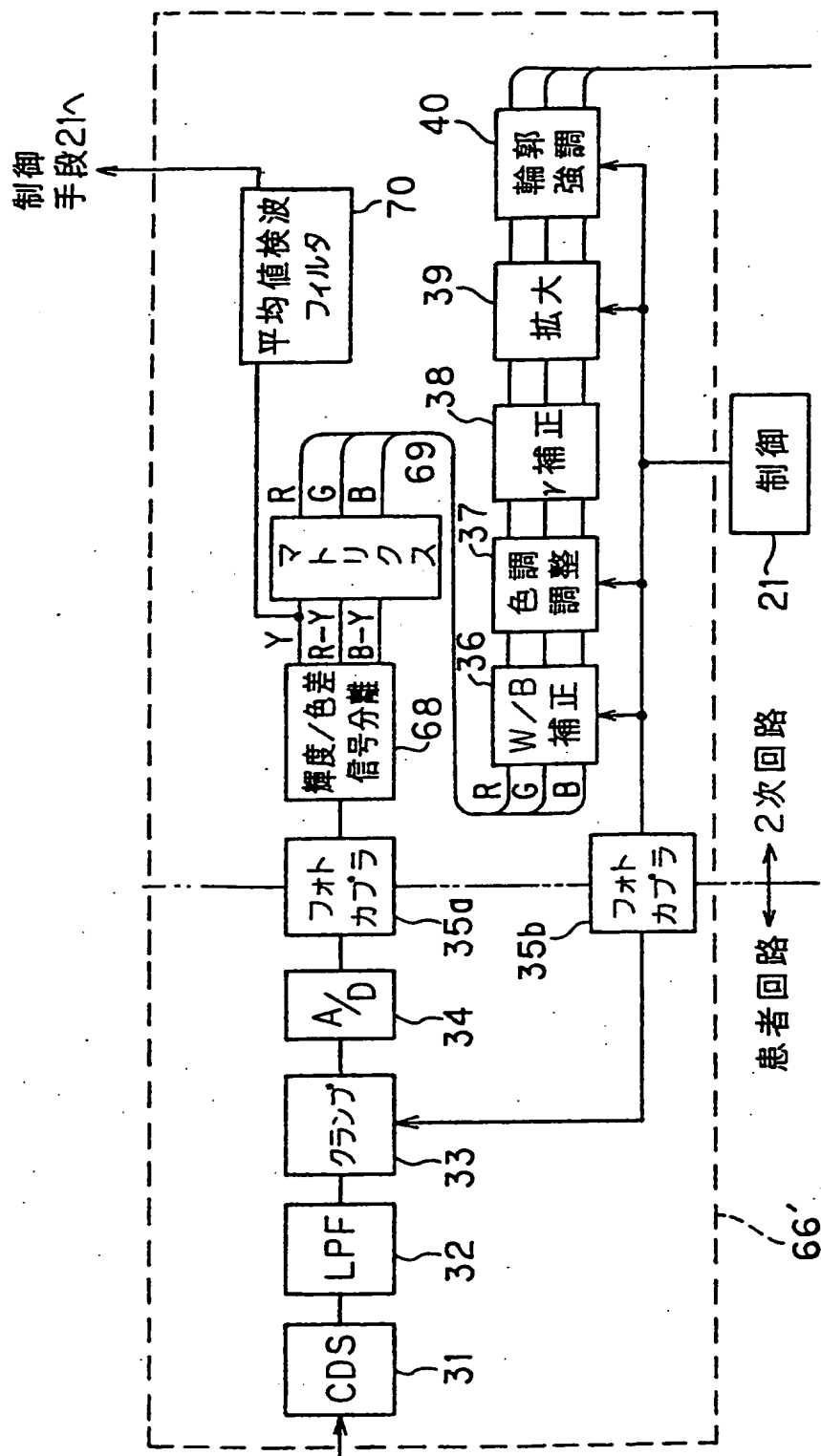
第11図



This Page Blank (uspto)

12 / 28

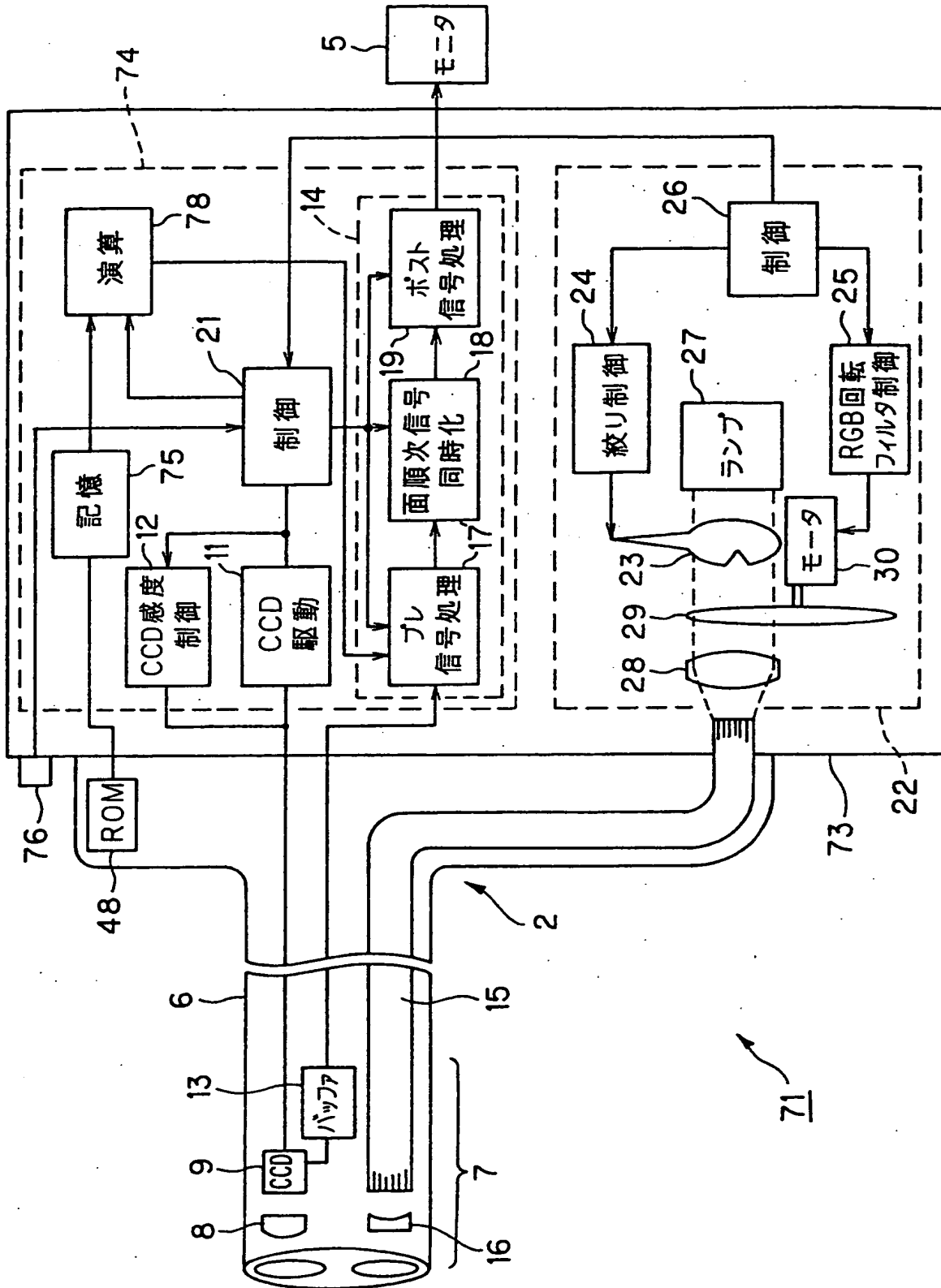
第12図



This Page Blank (uspto)

13 / 28

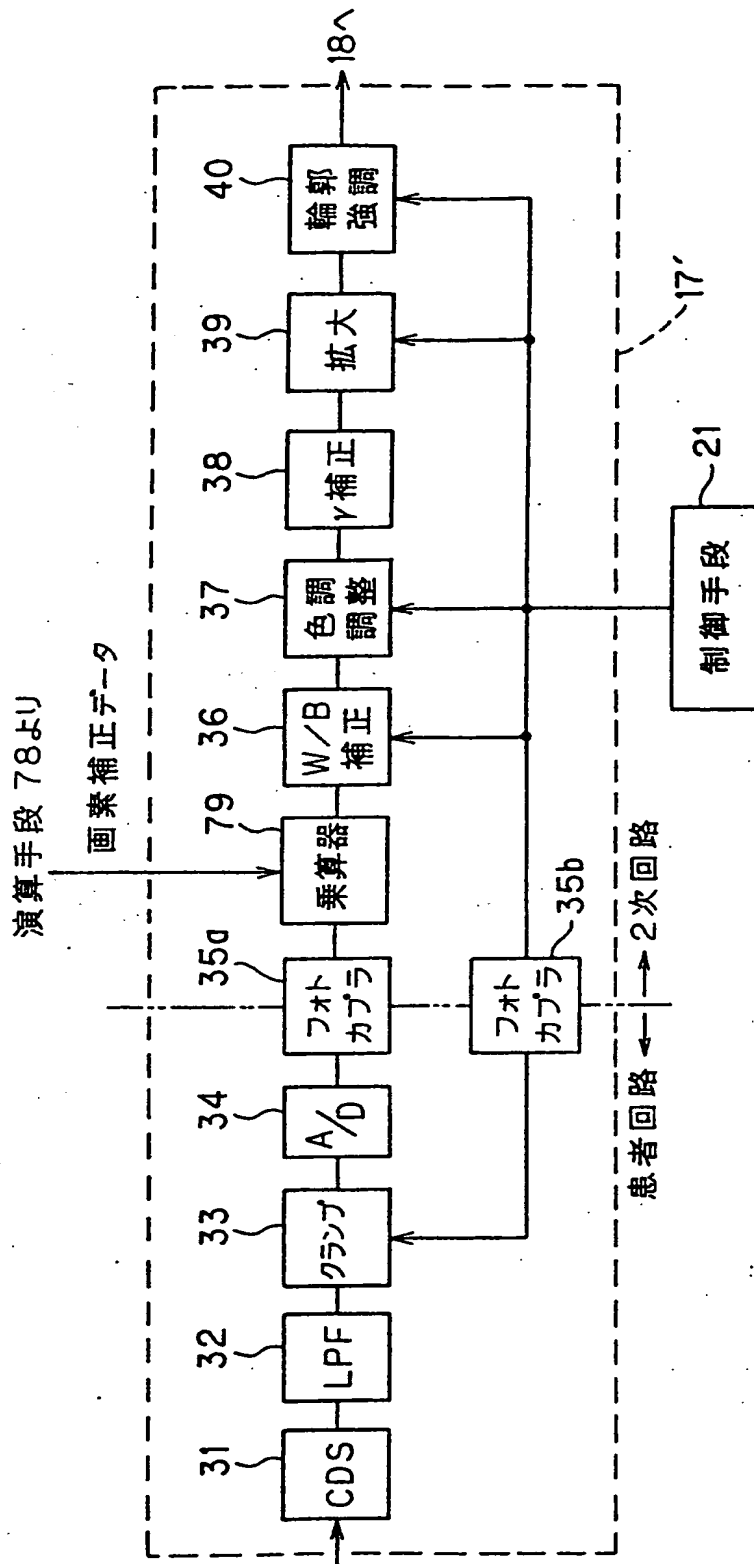
図13



This Page Blank (uspto)

14 / 28

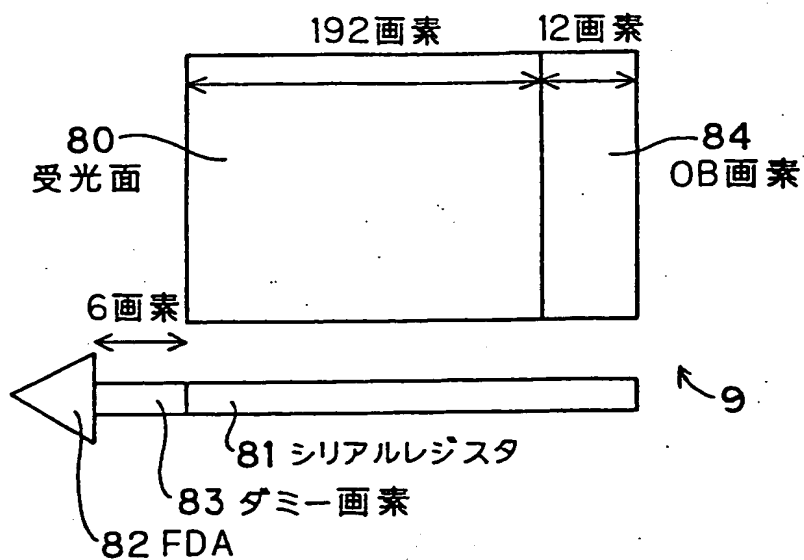
図14



This Page Blank (uspto)

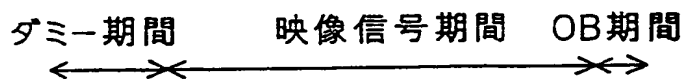
15 / 28

第15図



第16図

(A)

CCD出力信号
(CDS出力)

クランプパルス

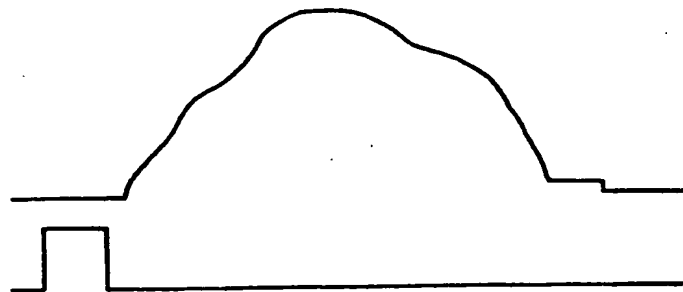


通常感度時

(B)

CCD出力信号
(CDS出力)

クランプパルス

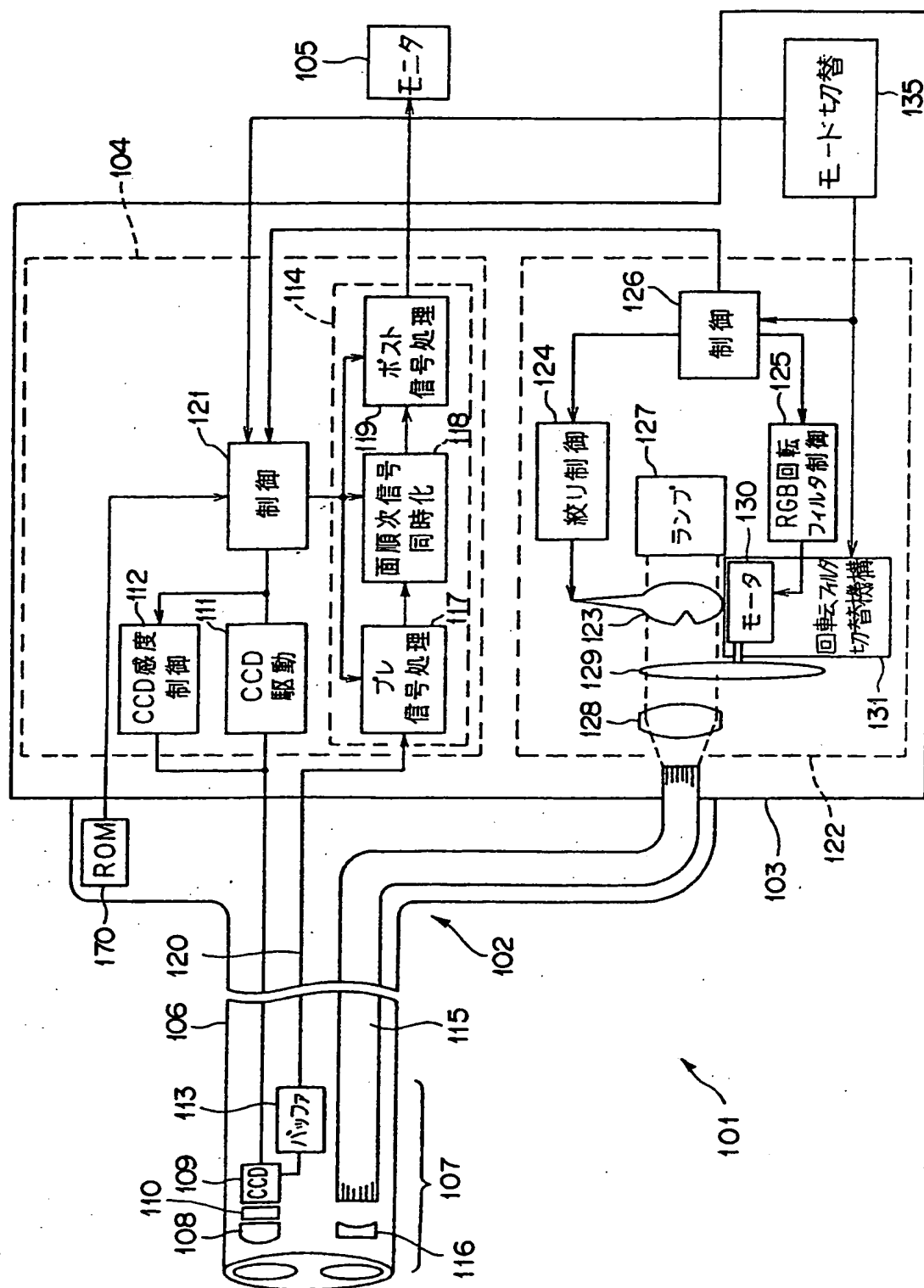


電子増倍動作時

This Page Blank (uspto)

16 / 28

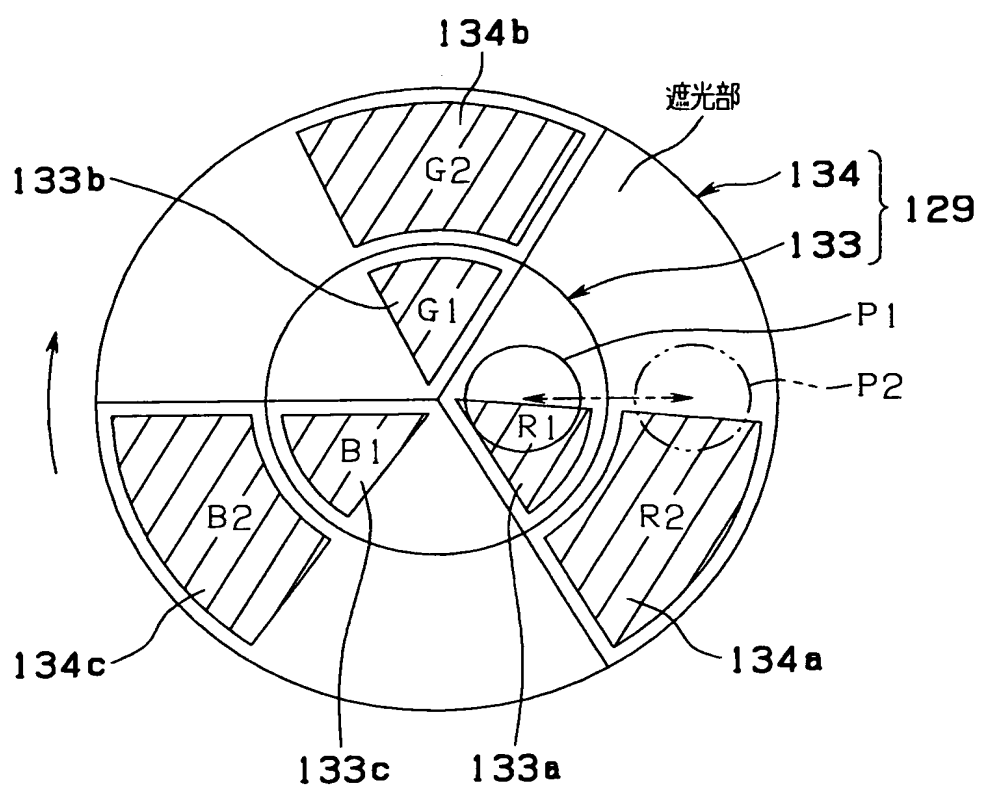
第17図



This Page Blank (uspto)

17/28

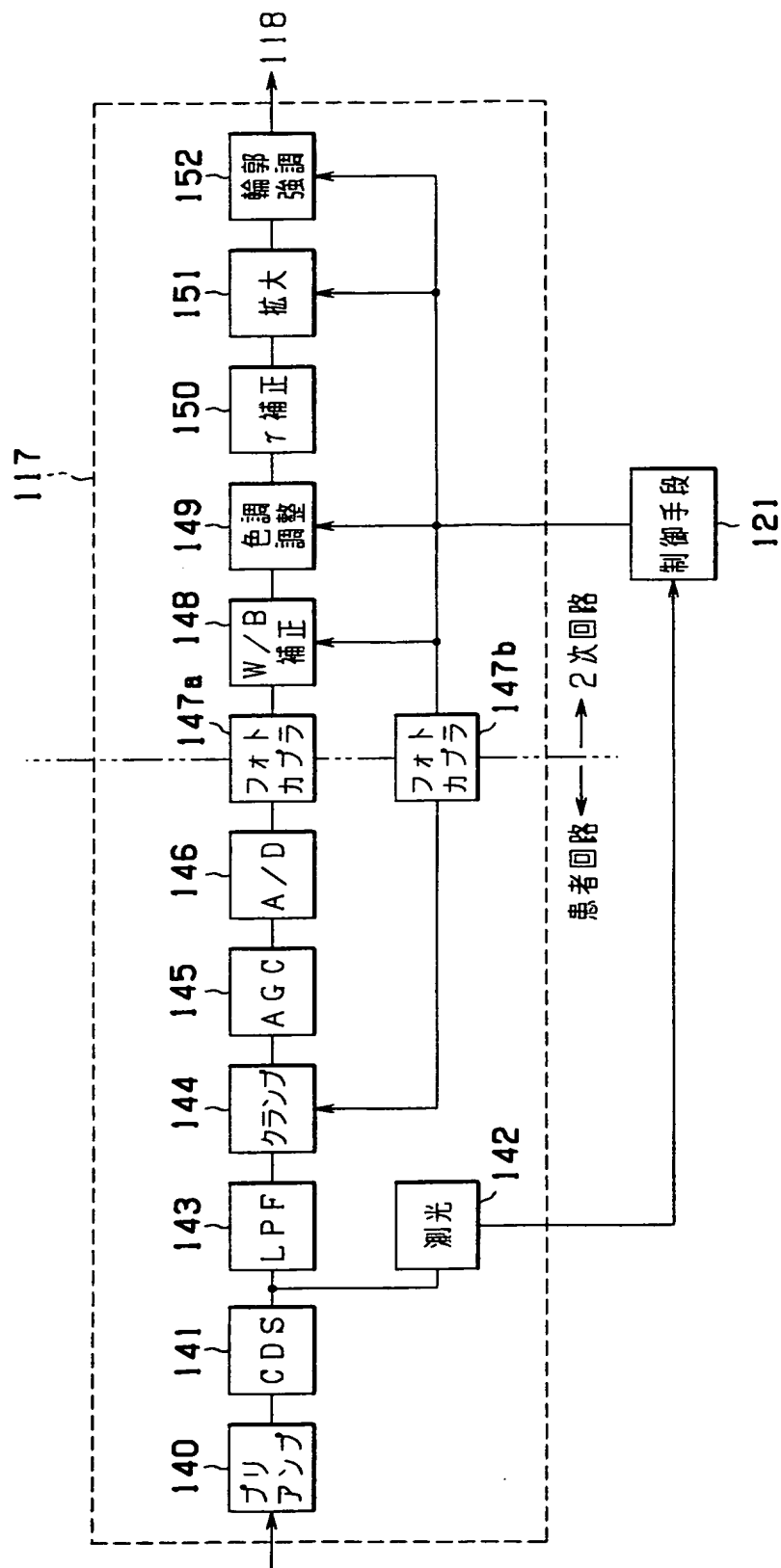
第18図



This Page Blank (uspto)

18/28

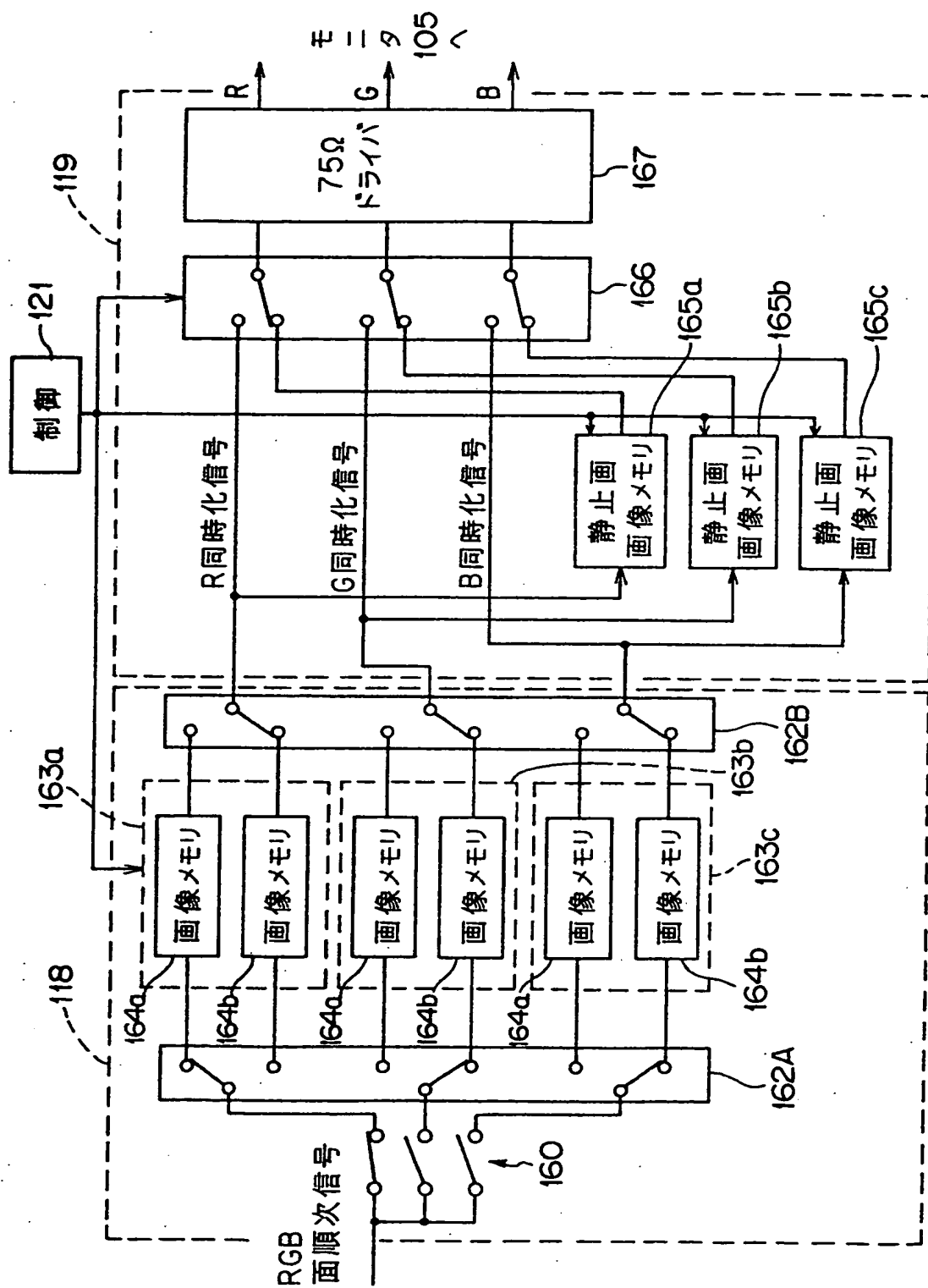
第19図



This Page Blank (uspto)

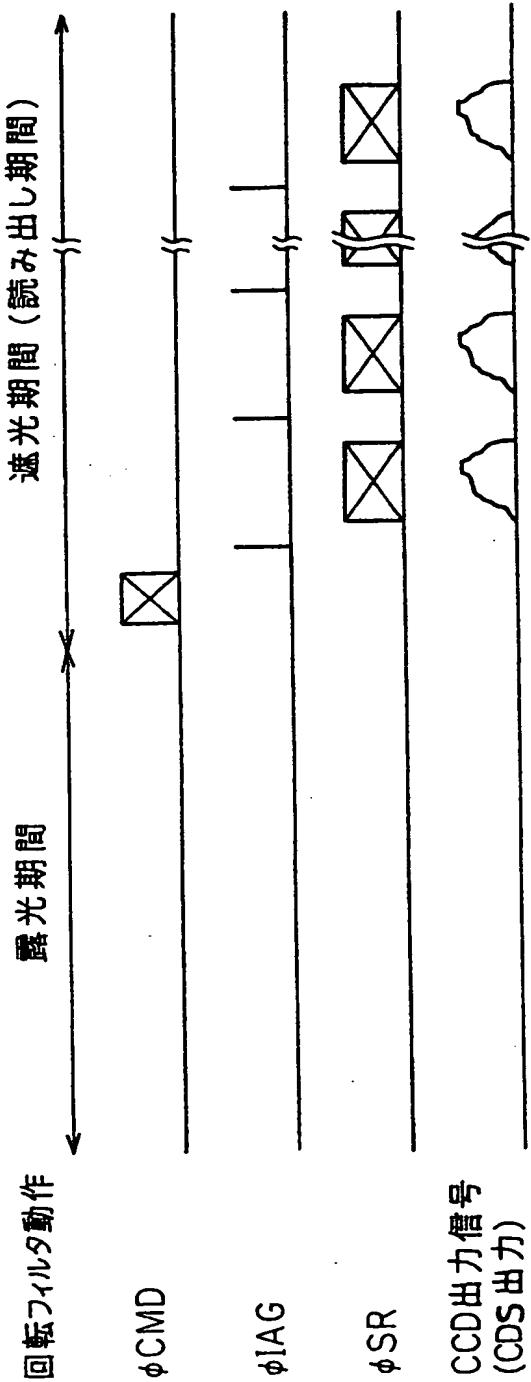
19/28

第20図



This Page Blank (uspto)

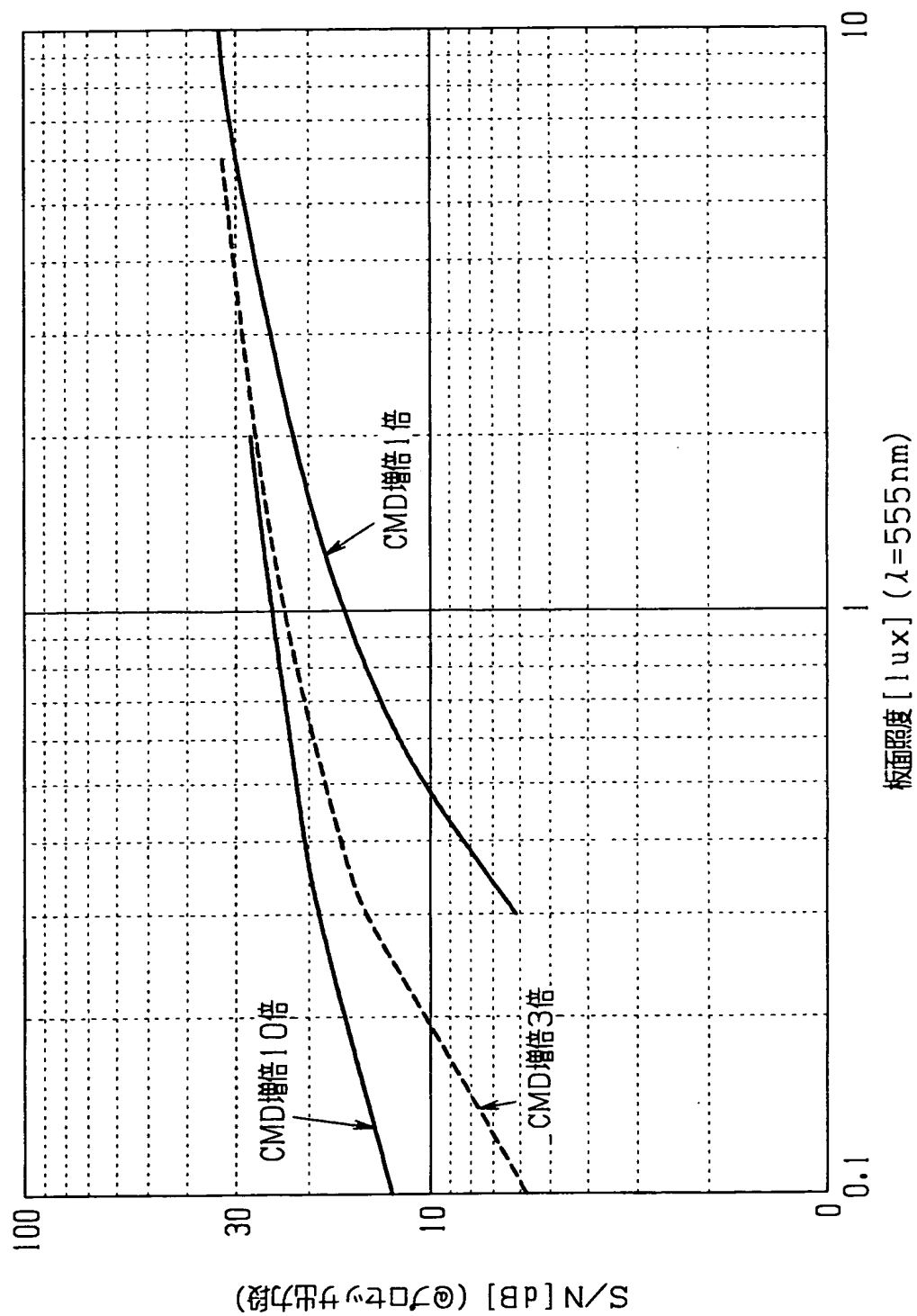
第21図



This Page Blank (uspto)

21/28

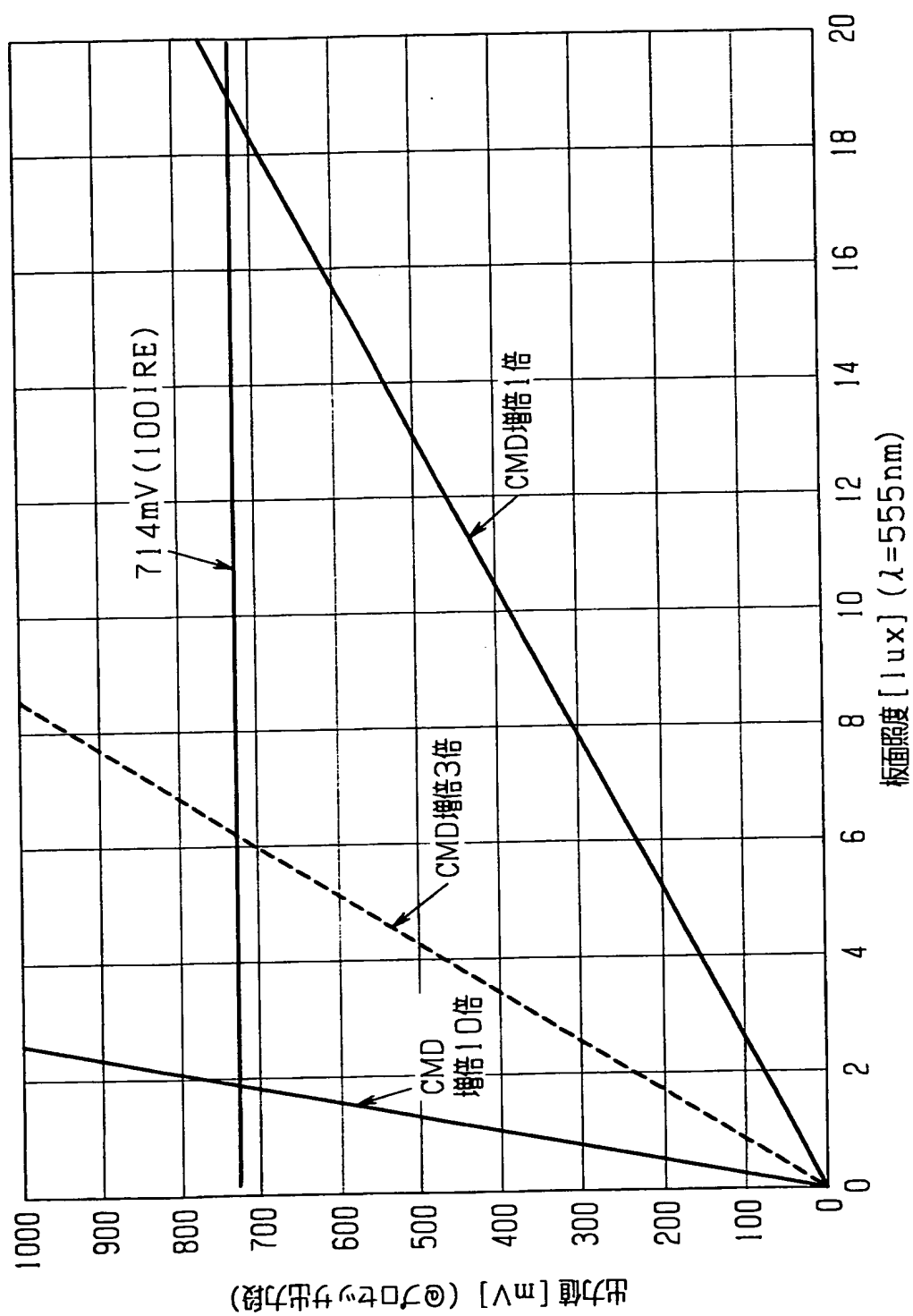
第22図



This Page Blank (uspto)

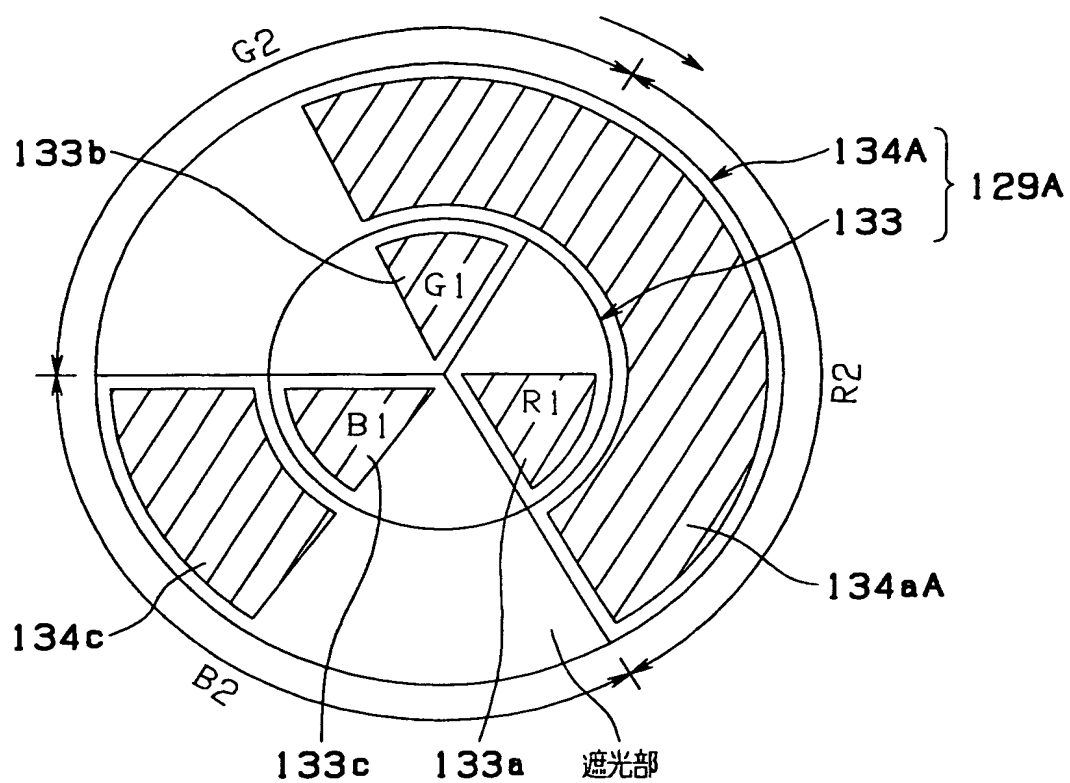
22/28

第23図



This Page Blank (uspto)

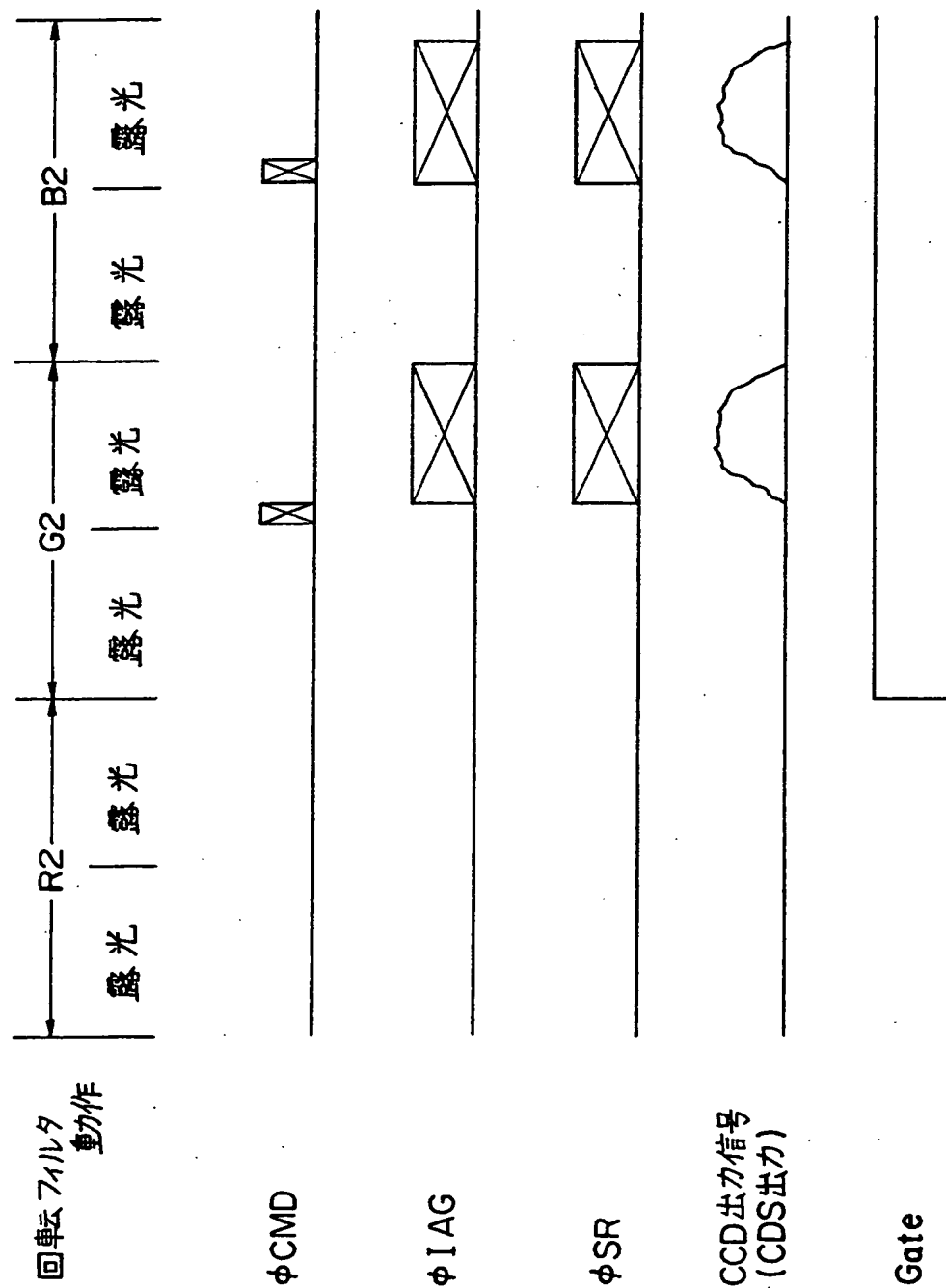
第24図



This Page Blank (uspto)

24 / 28

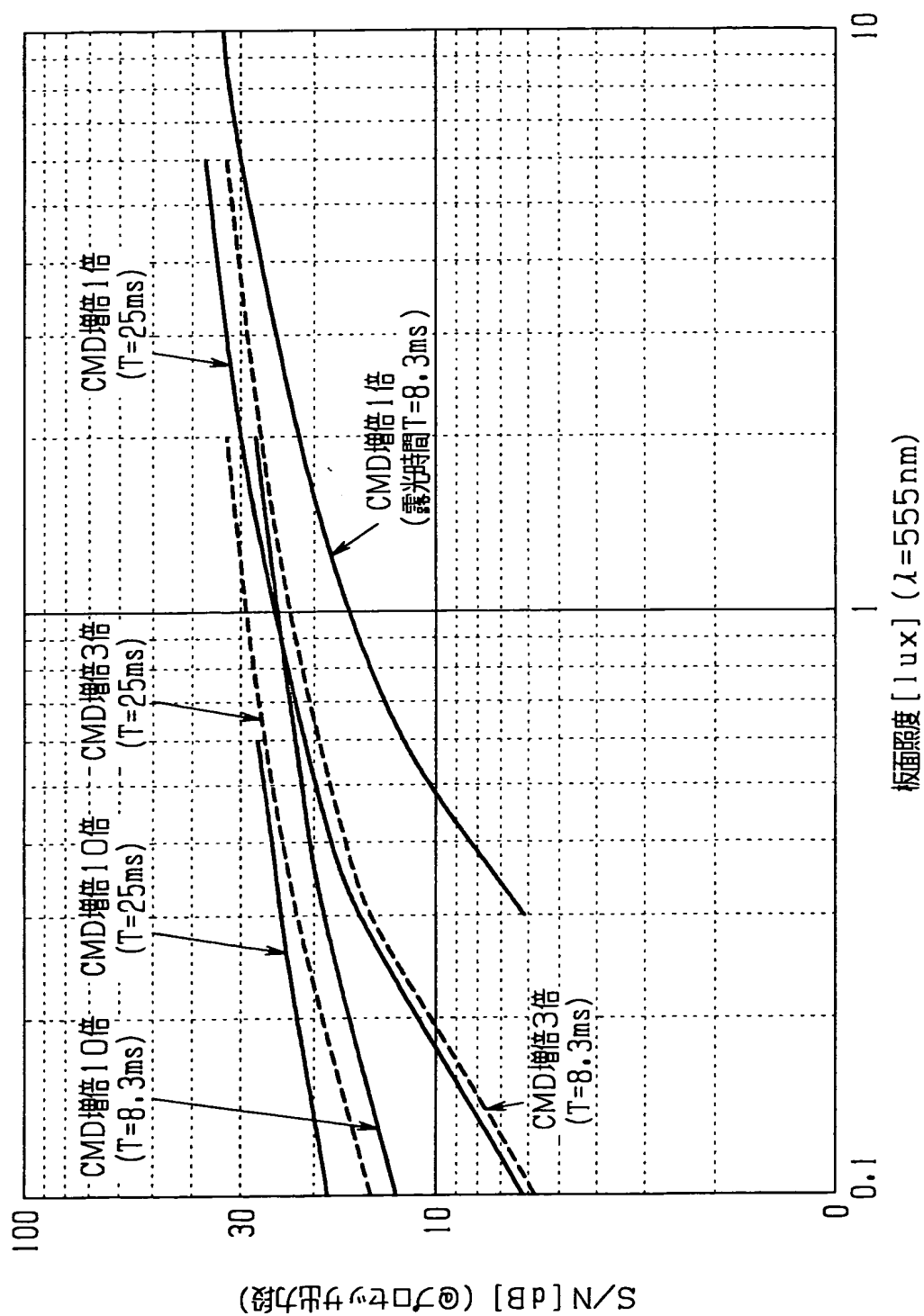
第25図



This Page Blank (uspto)

25/28

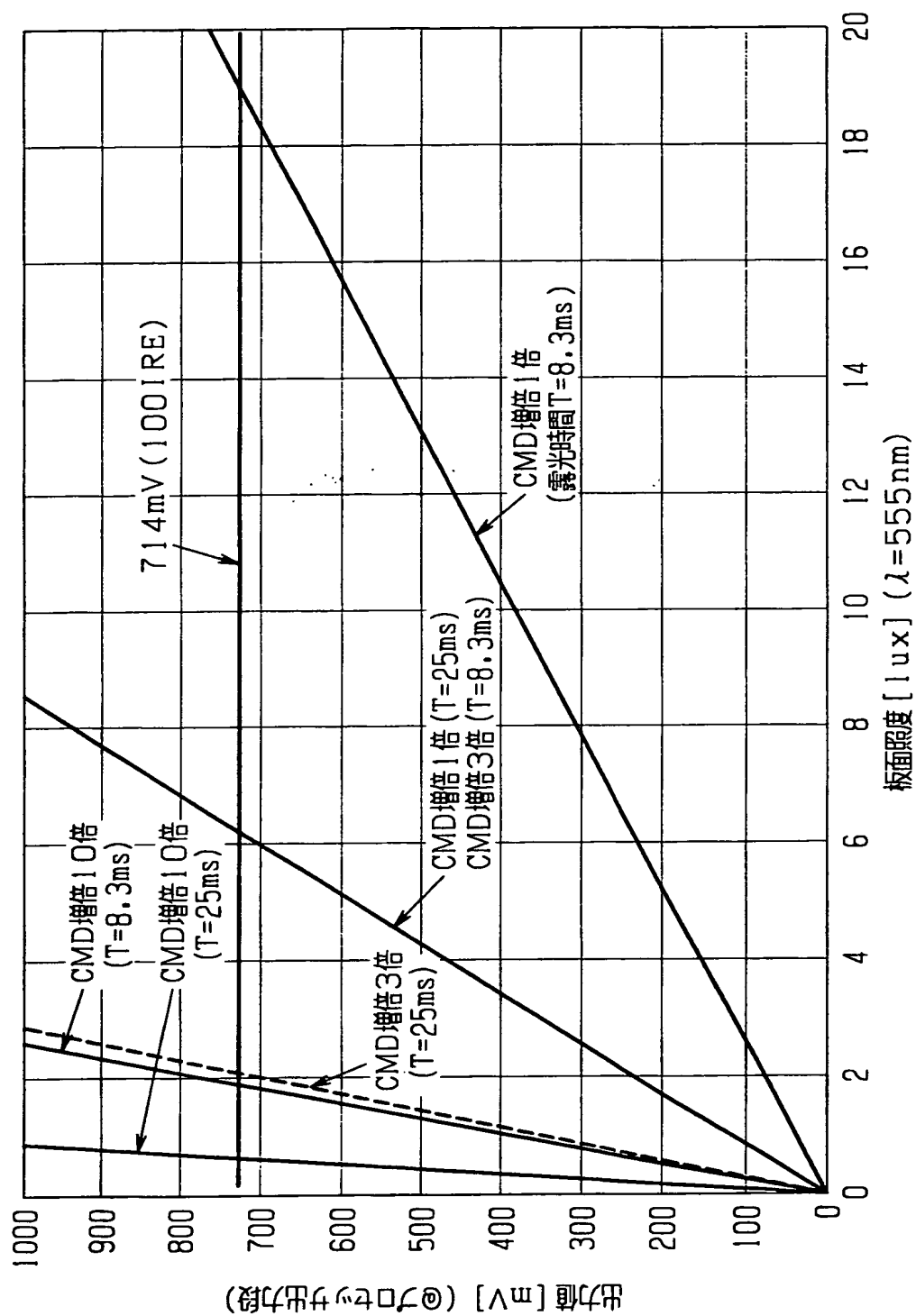
第26図



This Page Blank (uspto)

26/28

第27図

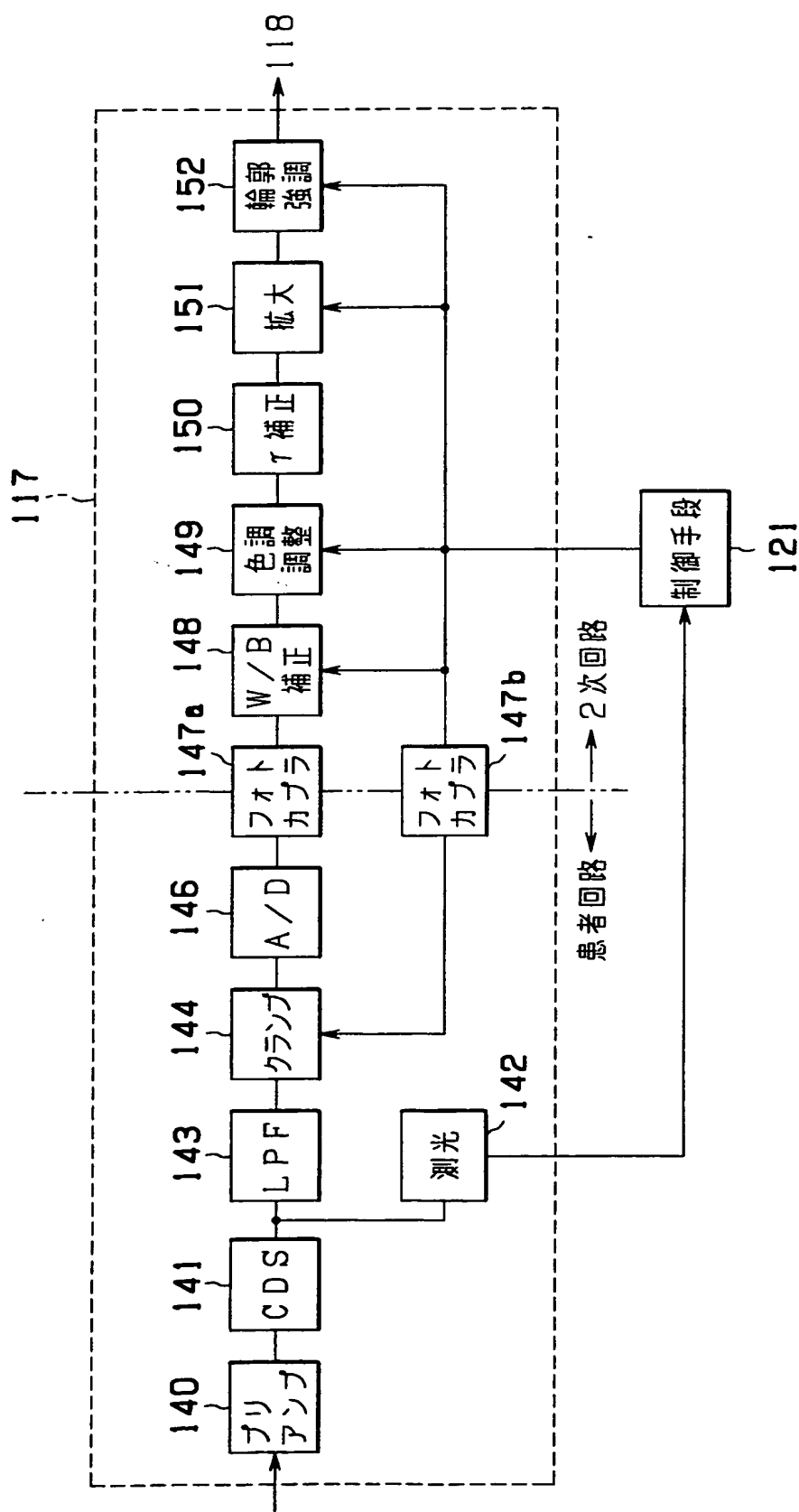


This Page Blank (uspto)

This Page Blank (uspto)

28/28

第29図



This Page Blank (uspto)

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP00/03132

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

Int.Cl ⁷ A61B1/04, 372	Int.Cl ⁷ H04N5/335	Int.Cl ⁷ G02B23/24
Int.Cl ⁷ A61B1/04, 300	Int.Cl ⁷ H04N5/225	Int.Cl ⁷ G02B23/26
Int.Cl ⁷ H04N7/18	Int.Cl ⁷ H04N5/235	

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

Int.Cl ⁷ A61B1/00-1/32	Int.Cl ⁷ H04N5/335	Int.Cl ⁷ G02B23/24
Int.Cl ⁷ H04N7/18	Int.Cl ⁷ H04N5/225	Int.Cl ⁷ G02B23/26
Int.Cl ⁷ H04N5/235		

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2000
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2000	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2000

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP, 10-151104, A (Olympus Optical Company Limited), 09 June, 1998 (09.06.98), Full text; Figs. 1 to 27 (Family: none)	1-19
Y	JP, 5-253180, A (Fuji Photo Optical Co., Ltd.), 05 October, 1993 (05.10.93), Full text; Figs. 1 to 8 (Family: none)	1-19
Y	JP, 6-125871, A (Fuji Photo Optical Co., Ltd.), 10 May, 1994 (10.05.94), Full text; Figs. 1 to 13 & DE, 19619734, A	4
Y	JP, 8-313826, A (ASAHI OPTICAL Co., Ltd.), 29 November, 1996 (29.11.96), Full text; Figs. 1 to 4 (Family: none)	4, 8
Y	JP, 61-48333, A (Olympus Optical Company Ltd.), 10 March, 1986 (10.03.86), Full text; Figs. 1 to 2 (Family: none)	4, 10, 12
Y	JP, 1-297043, A (Olympus Optical Company Limited),	4, 10, 12, 13

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:	"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance	"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
"E" earlier document but published on or after the international filing date	"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)	"&" document member of the same patent family
"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means	
"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed	

Date of the actual completion of the international search
28 July, 2000 (28.07.00)

Date of mailing of the international search report
15 August, 2000 (15.08.00)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP00/03132

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
	30 November, 1989 (30.11.89), Full text; Figs. 1 to 13 & US, 4951135, A	
Y	JP, 7-23278, A (Sanyo Electric Co., Ltd.), 24 January, 1995 (24.01.95), Full text; Figs. 1 to 2 (Family: none)	9
Y	JP, 5-252450, A (Fuji Photo Optical Co., Ltd.), 28 September, 1993 (28.09.93), Full text; Figs. 1 to 6 (Family: none)	11
Y	JP, 11-113839, A (Olympus Optical Company Limited), 27 April, 1999 (27.04.99), Full text; Figs. 1 to 4 (Family: none)	15-19
A	JP, 1-155292, A (Olympus Optical Company Limited), 20 June, 1995 (20.06.95), Full text; Figs. 1 to 12 & US, 5749830, A	1-17
A	JP, 8-111812, A (Olympus Optical Company Limited), 30 April, 1996 (30.04.96), Full text; Figs. 1 to 90 (Family: none)	1-17
A	JP, 9-80319, A (Hitachi, Ltd.), 28 March, 1997 (28.03.97), Full text; Figs. 1 to 10 (Family: none)	1
A	JP, 1-217415, A (Olympus Optical Company Limited), 31 August, 1989 (31.08.89), Full text; Figs. 1 to 15 & US, 4983019, A	1-3
A	JP, 6-222287, A (ASAHI OPTICAL Co., Ltd.), 12 August, 1994 (12.08.94), Full text; Figs. 1 to 14 (Family: none)	7
A	JP, 9-55878, A (Matsushita Electric Ind. Co., Ltd.), 25 February, 1997 (25.02.97), Full text; Figs. 1 to 14 (Family: none)	9
A	JP, 11-122540, A (HAMAMATSU PHOTONICS K.K.), 30 April, 1999 (30.04.99), Full text; Figs. 1 to 5 (Family: none)	9
A	JP, 9-24023, A (Fuji Photo Film Co., Ltd.), 28 January, 1997 (28.01.97), Full text; Figs. 1 to 6 (Family: none)	14
A	JP, 8-280692, A (Matsushita Electric Ind. Co., Ltd.), 29 October, 1996 (29.10.96), Full text; Figs. 1 to 3 (Family: none)	16

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))

Int. Cl ⁷ A61B1/04, 372	Int. Cl ⁷ H04N5/335	Int. Cl ⁷ G02B23/24
Int. Cl ⁷ A61B1/04, 300	Int. Cl ⁷ H04N5/225	Int. Cl ⁷ G02B23/26
Int. Cl ⁷ H04N7/18	Int. Cl ⁷ H04N5/235	

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC))

Int. Cl ⁷ A61B1/00-1/32	Int. Cl ⁷ H04N5/335	Int. Cl ⁷ G02B23/24
Int. Cl ⁷ H04N7/18	Int. Cl ⁷ H04N5/225	Int. Cl ⁷ G02B23/26
	Int. Cl ⁷ H04N5/235	

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	1922-1996年
日本国公開実用新案公報	1971-2000年
日本国登録実用新案公報	1994-2000年
日本国実用新案登録公報	1996-2000年

国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
Y	JP, 10-151104, A (オリンパス光学工業株式会社) 9.6月.1998(09.06.98)全文、第1-27図 (ファミリーなし)	1-19
Y	JP, 5-253180, A (富士写真光機株式会社) 5.10月.1993(05.10.93)全文、第1-8図 (ファミリーなし)	1-19
Y	JP, 6-125871, A (富士写真光機株式会社) 10.5月.1994(10.05.94)全文、第1-13図 & DE, 19619734, A	4

☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの

「E」 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの

「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)

「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献

「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献

「T」 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの

「X」 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの

「Y」 特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの

「&」 同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

28.07.00

国際調査報告の発送日

15.08.00

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁 (ISA/JP)

郵便番号100-8915

東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官 (権限のある職員)

安田 明央

2W

9309

電話番号 03-3581-1101 内線 3290

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
Y	JP, 8-313826, A (旭光学工業株式会社) 29. 11月. 1996 (29. 11. 96) 全文、第1-4図 (ファミリーなし)	4, 8
Y	JP, 61-48333, A (オリンパス光学工業株式会社) 10. 3月. 1986 (10. 03. 86) 全文、第1-2図 (ファミリーなし)	4, 10, 12
Y	JP, 1-297043, A (オリンパス光学工業株式会社) 30. 11月. 1989 (30. 11. 89) 全文、第1-13図 & US, 4951135, A	4, 10, 12, 13
Y	JP, 7-23278, A (三洋電機株式会社) 24. 1月. 1995 (24. 01. 95) 全文、第1-2図 (ファミリーなし)	9
Y	JP, 5-252450, A (富士写真光機株式会社) 28. 9月. 1993 (28. 09. 93) 全文、第1-6図 (ファミリーなし)	11
Y	JP, 11-113839, A (オリンパス光学工業株式会社) 27. 4月. 1999 (27. 04. 99) 全文、第1-4図 (ファミリーなし)	15-19
A	JP, 1-155292, A (オリンパス光学工業株式会社) 20. 6月. 1995 (20. 06. 95) 全文、第1-12図 & US, 5749830, A	1-17
A	JP, 8-111812, A (オリンパス光学工業株式会社) 30. 4月. 1996 (30. 04. 96) 全文、第1-90図 (ファミリーなし)	1-17
A	JP, 9-80319, A (株式会社日立製作所) 28. 3月. 1997 (28. 03. 97) 全文、第1-10図 (ファミリーなし)	1
A	JP, 1-217415, A (オリンパス光学工業株式会社) 31. 8月. 1989 (31. 08. 89) 全文、第1-15図 & US, 4983019, A	1-3
A	JP, 6-222287, A (旭光学工業株式会社) 12. 8月. 1994 (12. 08. 94) 全文、第1-14図 (ファミリーなし)	7
A	JP, 9-55878, A (松下電器産業株式会社) 25. 2月. 1997 (25. 02. 97) 全文、第1-14図 (ファミリーなし)	9
A	JP, 11-122540, A (浜松ホトニクス株式会社) 30. 4月. 1999 (30. 04. 99) 全文、第1-5図 (ファミリーなし)	9
A	JP, 9-24023, A (富士写真フイルム株式会社) 28. 1月. 1997 (28. 01. 97) 全文、第1-6図 (ファミリーなし)	14
A	JP, 8-280692, A (松下電器産業株式会社) 29. 10月. 1996 (29. 10. 96) 全文、第1-3図 (ファミリーなし)	16